

Onni Pakkala

Movesense-anturin soveltuvuus hengityksen tutkimiseen

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Insinööri (AMK)

Hyvinvointiteknologia

Insinöörityö

16.5.2018

Tekijä Otsikko	Onni Pakkala Movesense-anturin soveltuminen hengityksen tutkimiseen
Sivumäärä Aika	47 sivua + 2 liitettä 16.5.2018
Tutkinto	Insinööri (AMK)
Tutkinto-ohjelma	Tieto- ja viestintätekniikka
Ammatillinen pääaine	Hyvinvointitekniikka
Ohjaajat	Lehtori Sakari Lukkarinen, Metropolia Professori Sampsa Vanhatalo, HUS KNF Sairaalfyysikko Kirsi Palmu, HUS KNF
<p>Insinööriyössä oli tavoitteena tutkia konseptitasolla, onko Suunto Oy:n kehittämä uudenlainen liikettä mittaava Movesense-anturin kiihtyvyyssensorin ja gyroskoopin tarkkuus ja luotettavuus riittävän hyvää hengityksen tutkimiseen. Projekti toteutettiin yhteistyönä HUSin Lastenklinikan klinisen neurofysiologian osaston kanssa.</p> <p>Mittaukset suoritettiin unilaboratoriossa toteutettavan laajan unitutkimuksen yhteydessä lapsipotilaille. Movesense-anturin lisäksi hengitystä tarkkailtiin nenän ilmapvirtausta seuraavan painesensorin sekä vatsan ja rintakehän liikkeitä mittaavan RIP-hengitysvyön avulla. Kerätyt signaalit tallennettiin mobiililaitteeseen. Digitaalisen signaalinkäsittelyn menetelmien avulla signaalit suodatettiin, ja niiden näytteenottotaajuus muunnettiin yhteneväiseksi, jonka jälkeen ne kohdistettiin samalle aikajanelle. Data analysoitiin signaalipari kerrallaan siten, että aikaperusteiset signaalit muunnettiin ensin taajuusperusteiseksi. Sen jälkeen niille laskettiin ajan suhteen muuttuva hengitystaajuus ja taajuuden erotus. Signaalien vaiheiden synkronian määrittämiseksi signaaleille laskettiin vaihelukitusarvot sekä suoritettiin vaihelukitusarvojen tilastollinen analyysi. Tutkittavien vartalon kallistuksen laskemisen avulla pyrittiin selvittämään eri asentojen vaikutusta tuloksiin. Lopuksi keräysmenetelmien tarkkuutta pyrittiin mittaamaan laskemalla parametrikohainen signaali-kohina-suhde.</p> <p>Tulosten perusteella voi sanoa, että Movesense-anturin avulla voidaan seurata hengitystä melko luotettavalla tasolla kaikkiin muihin mittareihin verrattuna. Pienimmät erot hengitystaajuuksissa saatiin Emfit-patjasignaalin ja nenän ilmapvirtauksen painesensorin kanssa. Vaihelukituksen pysyvyydestä kertova PLV-arvo oli korkea näiden samojen kahden vertailumittarin kanssa.</p>	
Avainsanat	Hengitys, digitaalinen signaalinkäsittely, data-analyysi, Movesense

Author Title Number of Pages Date	Onni Pakkala The suitability of the Movesense sensor for breathing examination 47 pages + 2 appendices 16 May 2018
Degree	Bachelor of Engineering
Degree Programme	Information and Communication Technology
Professional Major	Health Technology
Instructors	Senior Lecturer Sakari Lukkarinen, Metropolia Professor Sampsa Vanhatalo, HUS/KNF Hospital Physicist Kirsi Palmu, HUS/KNF
<p>The aim of the thesis was to examine at concept level whether the precision and reliability of the new Movesense sensor, developed by Suunto Oy, accelerometer and gyroscope are sufficiently good for respiration research. The project was implemented in co-operation with the Department of Clinical Neurophysiology at HUS Children's Hospital.</p> <p>The measurements were performed in the laboratory during polysomnography for pediatric patients. In addition to the Movesense sensor, the breath was monitored by the pressure sensor of the nasal flow and the abdominal and chest movement by using the Respiratory Inductance Plethysmogram breathing strap. The collected signals were saved to the mobile device. By means of digital signal processing methods, the signals were filtered, their sampling rate converted to convergence, and then applied to the same timeline. Data was then analyzed signal pair at a time so that time-based signals were first converted to frequency basis. After that, the respiration rate frequency and frequency difference were calculated. To determine the synchrony of the signal phases, the phase locking values were calculated for the signals and a statistical analysis of the phase lock values was performed. Calculating the inclination of the examined body was used to determine the effect of different positions on the results. Finally, the accuracy of the collection methods was measured by calculating the parameter-specific signal-to-noise-ratio.</p> <p>Based on the results, it can be said that the Movesense sensor can be used to monitor respiration at a fairly reliable level compared to all other meters. The lowest differences in the respiratory frequencies were obtained by comparing the Movesense data with the Em-fit signal and the nasal airflow pressure signal. The PLV value indicating the stability of the phase lock was high for the same two with reference meters.</p>	
Keywords	Respiration, digital signal processing, data analysis, Move- sense

Sisällys

Lyhenteet

1	Johdanto	1
2	Hengityksen ja unen tutkiminen	3
2.1	Hengitys	3
2.2	Miksi hengitystä tarkkaillaan?	4
2.3	Unen tutkimisen tasot	4
2.4	Laaja unitutkimus eli polysomnografia	6
2.5	Hengityksen tarkkailun menetelmät laajan unitutkimuksen yhteydessä	8
2.5.1	Nenän ilmapinnan painesensori	9
2.5.2	Rintakehän ja alavatsan hengitysvyö	10
2.5.3	Emfit-painesensori	10
2.6	Suunto Movesense	11
2.6.1	Kiihtyvyyssensori	12
2.6.2	Gyroskooppi	13
2.7	SleepSense-mobiilisovellus	14
3	Tutkimuksen tarkoitus ja menetelmät	15
3.1	Tutkimussuunnitelma	15
3.2	Datan kerääminen	15
3.3	Datan prosessointi	16
3.3.1	Signaalin suodattaminen	18
3.3.2	Näytteenottotaajuuden muuntaminen	23
3.3.3	Signaalien kohdistaminen	25
3.4	Datan analysointi	27
3.4.1	Fourier-muunnos	27
3.4.2	Hengitystaajuus	30
3.4.3	Vaihelukitusarvo	31
3.4.4	Vaihelukitusarvojen tilastollinen analyysi	32
3.4.5	Asennon määrittäminen	34
3.4.6	Signaali-kohina-suhde	34
4	Tulokset	35
4.1	Hengitystaajuus	36

4.2	Vaihelukitusarvo	38
4.3	Signaali-kohina-suhde	40
4.4	Vaihelukitusarvojen tilastollinen merkitsevyys	40
5	Yhteenveto	42
	Lähteet	44
	Liitteet	
	Liite 1. Matlab-skriptit	
	Liite 2. Analyysikuvat	

Lyhenteet

AASM	<i>American Academy of Sleep Medicine.</i> Yhdysvaltalainen unitutkimus akatemia.
API	<i>Application Programmable Interface.</i> Ohjelmointirajapinta.
BABA	<i>Baby Brain Activity.</i> HUSin alainen vauvojen aivojen kehitystä tutkiva laitos.
BLE	<i>Bluetooth Low Energy.</i> Bluetooth-versio pienten laitteiden tiedonsiirtoon.
CPAP	<i>Continuous Positive Airway Pressure.</i> Laite, jonka muodostaman paineen avulla nielu pysyy nukkuessa auki.
CO ₂	<i>Hiilidioksidi.</i>
CTFT	<i>Continuous-Time Fourier Transform.</i> Jatkuva-aikaisen signaalin taajuusmuunnos.
CSV	<i>Comma Separated Values.</i> Tiedostomuoto, jossa arvot on eroteltu pilkulla.
DFT	<i>Discrete Fourier Transform.</i> Jatkuva, diskreettiaikaisen signaalin taajuusmuunnos.
DTFT	<i>Discrete-Time Fourier Transform.</i> Jatkuva, diskreettiaikaisen signaalin taajuusmuunnos tietyllä aikavälillä.
EEG	<i>Elektroenkefalografia.</i> Aivojen sähköisen potentiaalin mittaus.
EEPROM	<i>Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory.</i> Flash-muistityppi.
EKG	<i>Elektrokardiografia.</i> Sydämen sähköisen potentiaalin mittaus.
EMG	<i>Elektromyografia.</i> Lihasten sähköisen potentiaalin mittaus.
EOG	<i>Elektro-okulografia.</i> Silmien sähköisen potentiaalin mittaus.

FFT	<i>Fast Fourier Transform.</i> Taajuusmuunnoksen nopeampaan laskemiseen kehitetty algoritmi.
FIR	<i>Finite Impulse Response.</i> Digitaalinen suodatin, jonka impulssivaste on äärellinen.
HUS	<i>Helsingin ja Uudenmaan sairaanhoitopiiri.</i>
IIR	<i>Infinite Impulse Response.</i> Digitaalinen suodatin, jonka impulssivaste on ääretön.
iOS	<i>iPhone Operating System.</i> Applen kehittämä mobiililaitteiden käyttöjärjestelmä.
KNF	<i>Kliininen neurofysiologia.</i>
MEMS	<i>Micro-Electro-Mechanical Systems.</i> Erittäin pienten elektronisten laitteiden valmistamisessa käytettävä tekniikka.
NREM	<i>Non-Rapid Eye Movement.</i> Univaihe, jonka aikana ei nähdä unia.
PLS	<i>Phase Locking Statistics.</i> Vaihelukitusarvoille laskettava tilastollinen analyysi.
PLV	<i>Phase Locking Value.</i> Arvo, joka kertoo signaalien vaiheiden samanaikaisuuden pysyvyydestä.
PSG	<i>Polysomnografia.</i> Laaja unitutkimus, joka tehdään yleensä sairaalan unilaboratoriossa.
RAM	<i>Random Access Memory.</i> Muistityyppi.
REM	<i>Rapid Eye Movement.</i> Univaihe, jonka aikana nähdään unia.
REST	<i>Representational State Transfer.</i> Ohjelmistoarkkitehtuurityyppi.
RF	<i>Radio Frequency.</i> Radiotaajuus.

RIP	<i>Respiratory Inductance Plethysmography</i> . Keuhkojen ilmanvaihdon arviointimenetelmä. Mitataan rintakehän ja alavatsan liikkumista.
RR	<i>Respiratory Rate</i> . Hengitystaajuus.
SNR	<i>Signal-to-Noise-Ratio</i> . Signaali-kohina-suhde. Suhdeluku, jonka avulla voidaan arvioida signaalin laatua.
SoC	<i>System on Chip</i> . Mikroprosessori. Integroitu piiri, joka yhdistää kaikki laitteen komponentit.
SpO ₂	<i>Happisaturaatio</i> . Veren happipitoisuus.
STFT	<i>Short-Time Fourier Transform</i> . Taajuusmuunnos, joka lasketaan lyhyelle signaalin osalle.

1 Johdanto

Teknologian kehittymisen myötä mahdollisuudet kehon ilmiöiden mittaamiseen entistä tarkemmin, nopeammin, monipuolisemmin ja halvemmalla ovat yhä suuremman ihmisjoukon ulottuvilla. Markkinoilla on runsaasti erilaisia aktiivisuutta mittaavia laitteita, ja kulluttajien into vastaavien laitteiden käyttämiseen on kasvanut räjähdysmäisesti. Kehittynyt sensoriteknologia on johtanut muun muassa unen seuraamisen mahdollisuuksien parantamiseen. Yksi esimerkki näistä paremmista mahdollisuuksista on patjan alle asetettava liuska, jonka avulla voi seurata nukkumista [1]. Edellä mainittu "unipatja" rekisteröi nukkujan liikehdintää ja hengitystä yön aikana ja muodostaa niistä jälkeempään yhteenvedon. Myös liikettä mittaavien sensorien kehitys on edennyt vauhdilla, minkä seurauksena sensoreista on tullut pienempiä ja halvempia.

Fysiologisesta näkökulmasta katsottuna unen seuranta onkin erityisen järkevää, sillä uni on erittäin tärkeää vauvojen aivojen toiminnalle ja kehitykselle. Raskauden aikana sikiön elintoiminnot ovat vahvasti riippuvaisia äidin fysiologiasta. Sikiön sydän- ja hengitysrhythmit nousevat, kun äiti on aktiivinen, ja laskevat, kun äiti nukkuu. Syntymän jälkeen vastasyntyneen elimistön pitää kehittää oma sisäinen rytmensä, kun fyysinen yhteys äitiin katkeaa. [2.]

Laajamittainen unitutkimus (unipolygrafia tai polysomnografia, PSG) tehdään useimmiten sairaalan tai muun unta tutkivan tahon tiloissa sijaitsevassa unilaboratoriossa, jossa tutkittava nukkuu yleensä yön yli. Vastasyntyneiden ja keskosten osalta tutkimus voidaan toteuttaa myös päivällä, koska pienet lapset nukkuvat suuren osan vuorokaudesta. Aikuisilla unitutkimus liittyy usein jonkun sairauden tai muun poikkeavuuden tutkimiseen. Vastasyntyneiden ja pienten lasten kohdalla unen tutkimisen avulla voidaan havaita myös tärkeitä aivojen kehitymisestä kertovia merkkejä. PSG kaikkine laitteineen voi olla erityisesti pienille vauvoille erittäin raskas.

Unen laadun seuraamista varten on tarjolla monenlaisia kaupallisia sovelluksia. Sovellusten tarkkuus ja laatu ovat kuitenkin kirjavaa tasoa. Usein näiden sovellusten käyttötarkoitus kallistuu viihteelliselle puolelle, eikä validointia kliiniseen käyttöön ole välttämättä koskaan edes ajateltu tehtäväksi. Unen vaiheiden tarkempi tutkiminen ja luokittelu edellyttävät yleensä muiden parametrien mittaamisen lisäksi elektroenkefalografian (EEG) avulla tapahtuvaa aivojen sähköisen toiminnan seuraamista. Yksi lupaava uusi diagnostinen mahdollisuus olisi mitata unenaikaisia liike- ja hengityshäiriöitä käyttämällä

laajasti saatavilla olevia liikettä mittaavia antureita. Esimerkiksi suomalaisen Suunto Oy:n valmistama uudenlainen Movesense-liikeanturi on jo käytössä lasten- ja urheiluvaatteiden osana. Movesense-anturia ei ole kuitenkaan aiemmin käytetty mittaamaan hengitystä unen aikana ja siksi sen herkkyys hengitysliikkeiden toteamiseen pitää ensin testata vertaamalla sitä muihin klinisiin mittauksiin.

Perinteisten unitutkimuksessa käytettävien hengitystä mittaavien laitteiden eli nenän il-mavirtaa seuraavan painesensorin sekä rintakehän ja vatsan hengitysliikkeitä mittaavan anturin (RIP-vyö, Respiratory Inductance Plethysmography) lisäksi Helsingin ja Uudenmaan sairaanhoitopiirin (HUS) unitutkimuksessa käytetään nukkujan liikkeistä johtuvia painevaihteluita mittaavaa suomalaisvalmisteista Emfit-unipatjaa, jonka on todettu soveltuvan hyvin hengityksen monitorointiin. Tutkimuksessani nukkujan hengitystä rekisteröi kolme erillistä järjestelmää ja näiden signaalien välillä pyritään löytämään riippuvuussuhteita. Movesense-datan keräämiseen ja tallentamiseen käytetään tarkoitusta varten kehitettyä mobiilisovellusta.

Tämän insinöörityön tilaaja on Helsingin lastenklinikan yhteydessä toimiva vauvojen aivotutkimuskeskus nimeltään BABA Center (Baby Brain Activity), jota johtaa klinisen neurofysiologian professori Sampsa Vanhatalo. Tutkimuskeskuksessa selvitetään neurofysiologisten tutkimusten avulla keskosten ja muiden vastasyntyneiden sekä isompien lasten aivotoiminnan kehitystä. BABA Centerin toiminta perustuu laajaan ja kansainvälisesti korkeatasoiseen tutkimukseen, jota toteuttavat Helsingin lastensairaala ja Helsingin yliopisto. [3.]

Työn tarkoituksena on tutkia, onko Movesense-anturin tuottama data hengityksen osalta laadultaan riittävän tarkkaa edellä mainittuihin menetelmiin verrattuna. Lisäksi työssä selvitetään, mitkä ovat tärkeimmät hengitystä kuvaavat parametrit, joiden avulla hengitys voidaan luotettavasti havaita. Tämän työn tarkoitus on selvittää konseptitasolla, pystyykö Movesense-anturin tasoisilla kaupallisilla sensoreilla mittaamaan hengitystä luotettavasti. Yksi sovelluksen klininen käyttötarkoitus tulevaisuudessa voisi olla esimerkiksi vastasyntyneillä melko usein esiintyvän periodisen hengityksen tunnistaminen kotioloissa.

2 Hengityksen ja unen tutkiminen

2.1 Hengitys

Hengitys on yksi ihmisen peruselintoiminnoista. Hengittämisellä tarkoitetaan prosessia, jonka aikana elimistö saa keuhkoissa sijaitsevien alveolien eli keuhkorakkuloiden kautta solujen aineenvaihdunnalle elintärkeää happea ja pääsee samalla eroon sille tarpeettomasta hiilidioksidista. Keuhkoista happi siirtyy kudoksiin solujen käytettäväksi verenkierron ja edelleen kudosten välikierroksella. Solujen aineenvaihdunnan tuotoksena syntynyt hiilidioksidi puolestaan poistuu vastaavasti uloshengitettävän ilman mukana. [4, 300.]

Sisäänhengityksen yhteydessä rintakehä laajenee ja pallea supistuu sekä liikkuu samalla alaspäin. Pallean liike aiheuttaa rintaontelon sisälle alipaineen ja muodostuva paine-ero vetää ilmaa suun ja nenän kautta keuhkoihin. Levon aikana uloshengitys tapahtuu passiivisesti, kun kylkiluut painuvat alaspäin ja kudosten kimmoisuuden ansiosta rintaontelo palautuu takaisin venymättömään asentoon. Fyysisen rasituksen yhteydessä hengitys on yleensä paljon tavallista voimakkaampaa, ja silloin uloshengityksen yhteydessä käytetään myös kylkivälilihaksia. [4, 300.]

Kaikkien keuhkollisten selkärankaisten eliöiden hengitys tapahtuu toistuvien sisään- ja uloshengityслиikkeiden jatkumona. Yksi hengityksen helpoimmista ja useimmiten mitattavista parametreista on hengityssyklien määrä minuutissa eli hengitystaajuus. Taajuusluku voidaan esittää myös kertoina sekunnissa, jolloin yksikkö on hertsi (Hz). Hengitystaajuus on myös tärkein tämän tutkimuksen seurattavista parametreista. [4, 300; 5.]

Hengitys voidaan jaotella sen mukaan, missä hengityслиikkeet näytävät tapahtuvan. Solisluihengityksen aikana hartiat nousevat ja laskevat. Rintahengityksessä rintakehän yläosa kohoaa sisäänhengityksen aikana. Vatsahengityksessä taas pullistuu alavatsa. Hengitystapaa, jolloin kaikki hengityслиhakset osallistuvat tasapuolisesti hengitykseen kutsutaan syvähengitykseksi. Syvähengityksen aikana keuhkot pääsevät helpoiten tuuletumaan joka kohdasta. [4, 300.]

Hengitystaajuus vaihtelee jonkin verran iän mukaan. Vastasyntyneiden lasten kohdalla hengitysten määrä voi olla jopa 40 kertaa minuutissa, joka on hertseiksi muutettuna noin

0,67 Hz. Aikuiset hengittävät normaalitapauksissa yleensä noin 12-18 kertaa minuutissa (0,2 - 0,3 Hz), kun taas yli 80-vuotiaat saattavat hengittää vain 10 kertaa minuutissa. [5.]

2.2 Miksi hengitystä tarkkaillaan?

Kliinisestä näkökulmasta katsottuna yksi hengityksen tärkeimmistä ja helpoiten mitattavista parametreista on hengitystaajuus eli hengityskertojen määrä minuutissa. Monet keuhko- ja sydänsairaudet, erityisesti keuhkokuume sekä sydämen vajaatoiminta, vaikuttavat hengitystaajuuteen. Tästä syystä hengitystaajuuden monitorointi onkin tärkeä diagnostinen menetelmä suunniteltaessa potilaan hoitoa. Lämpötilan, sykkeen ja verenpaineen mittauksen tapaan hengitykselle ei ole vielä tällä hetkellä kaikkien ulottuvilla olevaa yksinkertaista ja edullista mittauslaitetta lääketieteelliseen käyttöön. [6.]

Unenaikaisia hengityshäiriöitä on monenlaisia. Vaikea lihavuus voi esimerkiksi aiheuttaa alveolaarisen hypoventilaation, mikä aiheuttaa päiväsaikaista nukahtelua. Obstruktiivinen apnea voi aiheuttaa yön aikana jopa yli minuutin kestäviä hengityskatkoksia, kuten muutkin apneat. Hengityshäiriöt voivat liittyä myös joihinkin keuhkosairauksiin tai hengitysteiden ahtauteen. [7.]

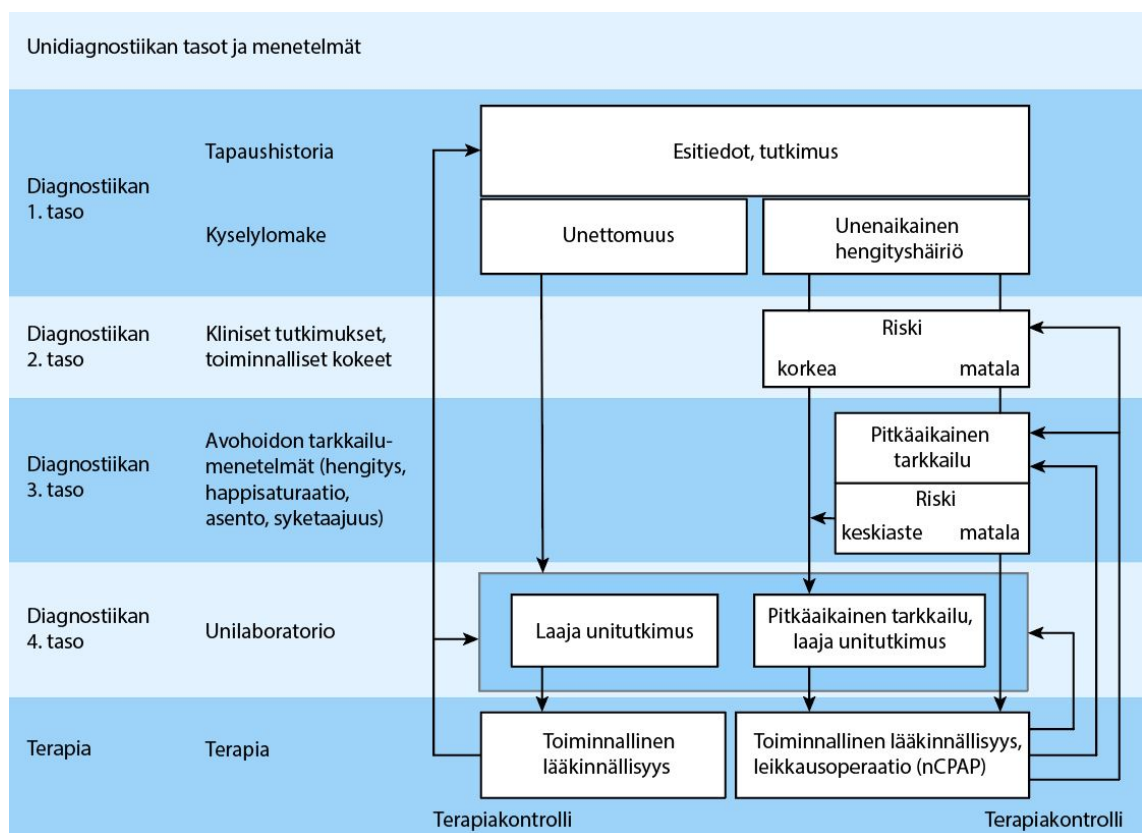
2.3 Unen tutkimisen tasot

Käsitettä *unidiagnostiikka* voidaan käyttää yhdistämään kaikki menetelmät ja menetelmät, joita käytetään tutkittaessa häiriintynyttä tai normaalia unta. Käytännön syistä unen tutkiminen jakautuu useampaan tasoon (kuva 1). Diagnostiikkaluokituksen ensimmäisellä tasolla tehdään yleensä lyhyt esitietokysely sekä tutkitaan potilaan unihistoriaa tapauskohtaisesti. Kyselyn ja muiden tietojen perusteella voidaan tehdä jo ensimmäiset päätelmät, liittyvätkö potilaan ongelmat unettomuuteen vai unenaikaisen hengityksen häiriintymiseen. Jos kyse on unettomuuteen liittyvästä ongelmasta, potilas ohjataan yleensä eteenpäin laajaan unitutkimukseen. [8, 160.]

Jos potilaalla on havaittu unenaikaiseen hengittämiseen liittyvä ongelma, tehdään siitä riskianalyysi, jonka perusteella määräytyvät tutkimuksen seuraavat diagnostiset ja terapeutiset menetelmät. Unidiagnostiikan toisella tasolla keskitytään erityisesti potilaan uni-
valvetietojen selvittämiseen. Tässä vaiheen unitutkimus sisältää yleensä sekä klinisiä

laboratoriotutkimuksia että toiminnallisia kokeita, joiden perusteella häiriöt pyritään tunnistamaan sekä luokittelemaan. [8, 160] Unen tutkimisella pyritään löytämään syitä, jotka vaikuttavat nukkumiseen, yleensä huonontaan unen laatua tai lyhentäen sen kestoa. Tutkimuksen perusteena ovat erilaiset unihäiriöt, jotka liittyvät unettomuuteen tai uni-valverytmiin. [7.]

Jos potilaalla todetaan uneen liittyvä hengityshäiriö, siirrytään kolmannen tason unitutkimukseen, joka sisältää hengityksen, happisaturaation, syketaajuuden sekä ruumiin asennon jatkuvan seurannan. Edellä mainitut kolmannen tason suppeammat unitutkimukset voidaan suurimmaksi osin tehdä ambulatorisesti avohoidon toimenpiteinä, eli potilaan toimesta kotiloissa, ilman jatkuvaa sairaalaseuranta. [8, 161; 9.]



Kuva 1. Unen tutkiminen jakautuu usealle tasolle [8, 160].

Neljännän tason laajan unitutkimuksen yhteydessä potilaan biosignaaleja rekisteröidään yleensä usealla kiinteällä laitteella sairaalan tiloissa sijaitsevassa unilaboratoriossa. Tämän tason tutkimusta kutsutaan laajaksi unitutkimukseksi eli polysomnografiaksi (PSG). Myös käsitteellä unipolygrafia tarkoitetaan yleensä laajaa unitutkimusta. Jos potilaalla on hengityshäiriö, voidaan hengitystä tarkkailla laajan unitutkimuksen lisäksi myös pidempiaikaisesti. Hoidon tehoa tarkkaillaan toistuvilla tutkimuksilla. [8, 161; 9.]

Kun potilaan unihäiriön taso on selvitetty, voidaan sitä alkaa hoitaa. Terapialla pyritään muuttamaan potilaan toimintaa ja siten vähentämään oireita. Toiminnallinen lääkinnällisyys tarkoittaa tässä tapauksessa sitä, että yritetään löytää myös muita hoitokeinoja kuin lääkkeitä. Muuttamalla potilaan käyttäytymistä voidaan saada esimerkiksi unettomuuden oireita vähenemään. Uniapnean oireiden lievittämisessä käytetään yleisesti esimerkiksi painetta ylläpitävää CPAP-maskia (Continuous Positive Airflow Pressure). Jos potilaalla todetaan vaikea uniapnea, voidaan hoitona käyttää myös leikkausoperaatiota. [8, 161; 9.]

2.4 Laaja unitutkimus eli polysomnografia

HUSin unitutkimusten prosessi ja unen analysoimisen yksityiskohdat on melko tarkasti määritelty unitutkimusten ohjenuorana yleisesti pidetyssä AASM:n (American Academy of Sleep Medicine) ohjekirjassa. Kirja sisältää unijaksojen luokitteluun liittyviä ohjeita ja sääntöjä, alan terminologiaa sekä monitoroitaviin parametreihin liittyviä teknisiä määrittelyjä. Unen luokitteluun liittyvät ohjeet sisältävät rekisteröitävien parametrien määrittelyn sekä uneen ja nukkumiseen liittyvien tapahtumien tallentamiseen tarvittavien tietojen määrittelyn, kuten esimerkiksi valojen sammutus- ja sytytysajat, unen kokonaiskeston sekä erilaisten unijaksojen kokonaisajat. Lisäksi siitä löytyy ohjeita erilaisten unenaikaisten tapahtumien luokitteluksi. Näitä ovat esimerkiksi keskimääräinen unen aikainen syke, erilaisten sydämen rytmihäiriöiden määrä, raajojen jaksollisen liikkeen määrä sekä erilaisten hengityshäiriöiden määrä. [10.]

Laajan unitutkimuksen eli polysomnografian avulla tutkitaan erilaisia uneen liittyviä häiriöitä, kuten esimerkiksi unenaikaisia hengityshäiriöitä (erilaiset apneat) tai unen keston kokemisen häiriöitä, ja se tehdään yleensä sairaalan unilaboratoriossa yön yli nukkuen. Tarvittaessa tutkimus voidaan toteuttaa myös useamman yön mittaisena. Unen aikana potilasta seurataan usealla eri mittalaitteella. Unen vaiheiden tutkiminen ja luokittelu edellyttävät AASM:n ohjeiden mukaan ainakin 1) aivojen sähköisen toiminnan (EEG), 2) silmänliikkeiden (EOG), 3) jalkojen ja leukojen lihastoiminnan (EMG), 4) hengitysilma- virtauksen, 5) rintakehän ja pallean hengitysliikkeiden, 6) veren happipitoisuuden (SpO_2), 7) nukkuma-asennon (aktigrafia) sekä 8) sydämen sähköisen toiminnan (EKG) seuraamista. Lisäksi usein mukana on hyvä olla äänitallennus kuorsauksen sekä videotallennus jalkojen liikkeiden havaitsemiseksi. [9; 10; 11; 12.]

AASM:n ohjeissa määriteltävät tekniset seikat liittyvät käytettävien elektrodien suurimpaan suositeltavaan impedanssiin (5 k Ω), datan keräämisen vähimmäisresoluutioon (12 bittiä/näyte), keräystaajuuksiin (minimi ja suositeltava) sekä signaalien suodatuksen raja-arvoihin, joista tärkeimmät esitellään alla (taulukko 1). Kirja sisältää myös ohjeita signaalien käsittelyyn, erilaisten tapahtumien luokitteluun sekä analysoinnin aikana ilmenevien erilaisten ongelmatilanteiden, kuten liikeartefaktien, vaikutuksen vähentämiseen.

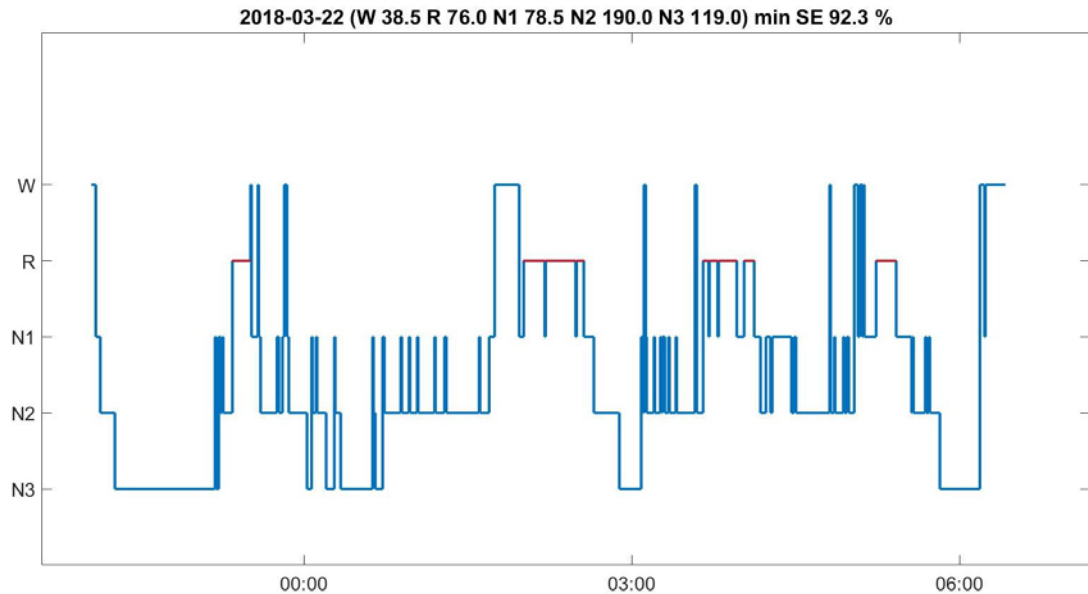
Taulukko 1. AASM:n unitutkimusten ohjekirja määrittää keräystaajuuksien vähimmäis- ja suositellun arvon sekä raja-arvot signaalien suodatukseen. [10.]

Parametri	Keräystaajuus (Hz)		Suodattimen asetukset (Hz)	
	<i>Suositteltu</i>	<i>Vähintään</i>	<i>Alaraja</i>	<i>Yläraja</i>
EEG	500	200	0,3	35
EOG	500	200	0,3	35
EMG	500	200	10	100
EKG	500	200	0,3	70
Ilmavirtaus	100	25	0,1	15
Alavatsan ja rintakehän liikkeet	100	25	0,1	15
Kehon asento	1	1	-	-

PSG:n avulla kerättyjen tietojen avulla saadaan potilaan unirytmistä sekä unen laadusta paljon tietoa. Tietoa analysoimalla voidaan muodostaa *hypnogrammi* unen eri vaiheista (kuva 2). Unenaikaisia aivotointia ja silmän liikkeitä tutkimalla dataa analysoiva henkilöstö pystyy arvioimaan unen vaiheita ja huomaamaan mahdolliset häiriöt unikierron aikana. Seuraamalla sydämen ja hengityksen taajuutta sekä veren happipitoisuutta voidaan löytää mahdolliset unenaikaiset hengityshäiriöt, jotka voivat viitata uniapneaan. Määrittämällä erilaiset unen aikana esiintyneet univaiheet ja niiden suhteellisen osuuden koko unesta saadaan tietoa unen laadusta. Unen aikana esiintyvien poikkeavien ilmiöiden määrä, laatu ja niitä seuraavat ilmiöt auttavat määrittämään unihäiriöiden esiintymistä ja laajuutta. [9; 11.]

Suomessa tehtävistä unitutkimuksista vaativimmat tehdään HUSin klinisen neurofysiologian laitoksen unilaboratorion toimesta Helsingissä. Tämän johdosta siellä tehdään myös joitakin sellaisia tutkimuksia, jotka eivät sisälly tavanomaiseen unitutkimukseen. AASM-manuaalissa määriteltyjen mittauksien lisäksi HUSin PSG-tutkimuksessa on mukana myös ainakin Emfit-anturipatja. Lisäksi tutkimuksen aikana tarkkaillaan kaasujen

vaihtumista transkutaanisesti eli ihon läpi tapahtuvan hiilidioksidimittauksen (kapnometria) avulla. [9.]



Kuva 2. Hypnogrammista voidaan nähdä unen eri vaiheet. W = valveillaoloaika, R = REM-uni (rapid eye movement), N1-N3 NREM-uni (non-rapid eye movement).

2.5 Hengityksen tarkkailun menetelmät laajan unitutkimuksen yhteydessä

Laajan unitutkimuksen yhteydessä hengitystä tarkkaillaan usealla eri menetelmällä, joiden avulla hengityksen eri osa-alueet pyritään rekisteröimään kattavasti. Hengitysilman virtausta seurataan nenän kautta kulkevan ilmaletkun eli ”viiksien” ja ilmaletkuun kiinnitetyn painesensorin avulla. Jos potilas nukkuu suu auki, voidaan suun eteen asettaa hengitysilman lämpötilaa aistiva metallinen termopari. [13.]

Hengitysilma-irran tarkkailun lisäksi laajassa unitutkimuksessa mitataan hengityskaasujen vaihtumista. Ero sisään- ja uloshengitettävän ilman hiilidioksidipitoisuuksien (CO_2) välillä on suuri. Mittaamalla hengityksen aikana suun edestä hengitysilman CO_2 -pitoisuus saadaan arvokasta tietoa hengitysprosessin tehokkuudesta kaasujen vaihdon osalta. Lisäksi joissain tapauksissa hengitystä voidaan seurata mittaamalla veren hiilidioksidipitoisuus ihon läpi. [13.]

Pelkän ilmavirran ja kaasujen vaihtumisen mittaamisen avulla ei voida kuitenkaan luotettavasti tunnistaa kaikkia mahdollisia hengityshäiriöitä. Joidenkin häiriöiden, kuten esimerkiksi pitkittyneen sisäänhengityksen tai obstruktiivisen uniapnean, tunnistaminen vaatii lisäksi menetelmän, joka mittaa hengitysliikkeitä. Tästä syystä myös hengitysilman virtausta rekisteröidään usein yhdessä hengitysliikkeiden tarkkailun kanssa. Erilaisten ilmavirtauksen ja hengitysliikkeiden yhdistelmien sekä muiden tietojen avulla näitä häiriöitä voidaan luokitella paremmin. [13.]

Hengitysliikkeiden rekisteröintiä varten potilaalle asetetaan rintakehän ja vatsan ympärille joustavasta materiaalista valmistettu panta tai vyö, jonka avulla liikkeet voidaan rekisteröidä. Nenän ilmavirtauksen ja rintakehän liikkeiden perusteella hengityksen monitorointi on melko kattavalla tasolla. Tällöin huomioituna on normaalitilanteiden lisäksi se, että joskus hengitysliikkeitä esiintyy, vaikka ilma ei esimerkiksi hengitysteiden tukkeutumisesta johtuen kulje. [13.]

Tämän tutkimuksen vertailukohteena eli ”kultaisena standardina” voidaan pitää PSG-tutkimukseen kuuluvia hengitysmittauksia, ja niistä ensisijaisesti RIP-vyön avulla tapahtuvaa mittausta ja sen tuottamaa dataa. Emfit-patjan on tutkimusten mukaan todettu soveltuvan hyvin hengityksen monitorointiin unen tutkimisen yhteydessä. Tästä syystä toinen vertailtavista signaaleista on Emfit-patjan tuottama hengityssignaali. Ilmavirran seuraamisen, kaasujen vaihtumisen mittaamisen ja hengitysliikkeiden rekisteröinnin lisäksi usein unitutkimuksen yhteydessä seurataan keuhkojen tilavuuden muutoksia ja kokonaiskuva nukkujan hengityksestä muodostetaan kaikkien näiden mittausten tulosten avulla. [6.]

2.5.1 Nenän ilmavirran painesensori

Sisäänhengityksen aikana hengitysteiden ilmanpaine suhteessa ilmakehään on negatiivinen ja vastaavasti uloshengityksen aikana positiivinen. Nenän läpi kulkevaa ilmavirtaa mitataan HUSin unilaboratorion PSG-tutkimuksen yhteydessä seuraamalla nenään asennettavan putken läpi kulkevan ilmavirran aiheuttamia paineenvaihteluita. [8.]

Ilmaputkeen on liitetty painesensori, joka havaitsee hengittämisen aiheutuvan ilmavirran aiheuttaman paineen vaihtelun ja sensorin läpi kulkevan ilmavirran tilavuuden. Tarkkailemalla nenän läpi virtaavaa ilmavirtaa voidaan havainnoida erilaisia parametreja.

Näitä ovat esimerkiksi hengitettävän ilman määrä jollain ajanjaksoilla, maksimi- ja minimivirtaus sekä virtaukselle aiheutuva vastus. [8.]

2.5.2 Rintakehän ja alavatsan hengitysvyö

Englanniksi menetelmää kutsutaan lyhenteellä RIP (Respiratory Inductance Plethysmography). RIP-mittauksen avulla voidaan arvioida keuhkotuuletusta mittaamalla alavatsan ja rintakehän hengitysliikkeitä. Suomeksi tätä mittalaitetta kutsutaan rintakehän induktanssianturiksi tai vain yksinkertaisesti hengitysvyöksi. Yleisesti ottaen pletysmografialla tarkoitetaan jonkin kehon tilavuuden muutoksen mittaamista [14.].

Sisäänhengityksen yhteydessä rintaontelon tilavuus kasvaa ja siihen muodostuu alipaine, kun rintakehän lihakset ja pallea supistuvat. Supistuessaan pallea liikkuu alaspäin ja muodostaa keuhkoihin alipaineen, joka vetää ilmaa suun ja nenän kautta sisään keuhkoihin. Vastaavasti lihasten ja pallean laajentuessa rintaontelon tilavuus pienenee ja ilma puristuu keuhkoista ulos. Hengitystaajuuden määrittäminen Induktanssin avulla perustuu yleensä rintakehän ympäri kulkevan silmukan impedanssin mittaamiseen vaihtojännitettä käyttäen. [15.]

RIP-mittauksessa rintakehän ympärille asetetaan venyvästä materiaalista tehty panta, jonka sisällä johdinta pitkin kulkee heikko sähkövirta. Toinen samanlainen panta kiinnitetään mitattavan henkilön alavatsalle, navan korkeudelle. Kun rintakehä ja vatsaontelo laajenevat ja supistuvat hengitysliikkeiden mukana, muuttuu pantojen sisällä kulkevien virtapiirien vastus eli impedanssi. Mittaamalla impedanssia voidaan siis havaita virtapiirille aiheutuvan vastuksen muutokset ja näiden muutosten avulla muodostaa ajan suhteen muuttuva hengityssignaali. [8; 13; 16.]

2.5.3 Emfit-painesensori

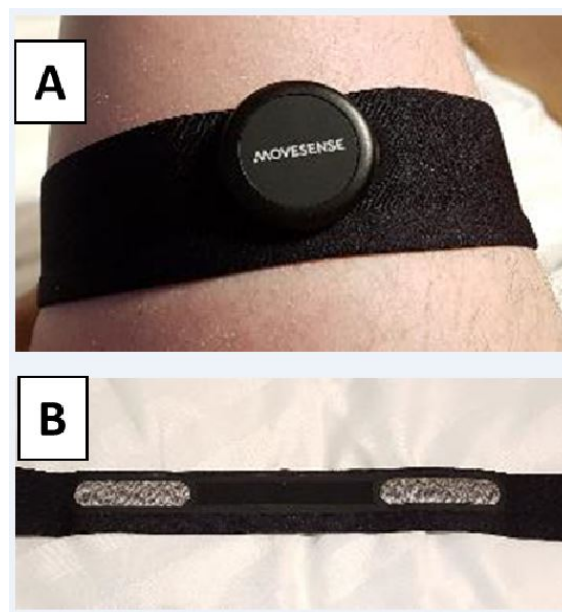
Suomalainen terveysteknologiayritys Emfit on maailman johtava elektroaktiivisten sensorien valmistaja. Emfit on perustettu vuonna 1990 ja yrityksen pääkonttori sijaitsee Vaajakoskella. [17.]

Emfit-sensorin (L-0656SLC) toiminta perustuu patjalla makaavan nukkujan hengityksen ja sydämen sykkeen aiheuttamien paineenvaihteluiden mittaamiseen. Itse sensori on ohut liuska, jonka paksuus vain 70-80 μm , ja se asetetaan nukkujan patjan alle. Sensorin

sisällä oleva liikkeitä aistiva elementti koostuu Emfitin kehittämän ferrosähköisen kalvon lisäksi kolmesta elektroaktiivisesta polymeeikalvosta, joiden välissä on alumiiniset elektrodit. Hengitettäessä syntyvien hyvin pienten voimien vaikutuksesta patjan sisällä olevat ohut kalvo puristuu hieman kasaan. Kasaan puristumisesta aiheutuu muutos kalvojen sähkönjohtavuudessa, jonka sensori havaitsee. Koska sensori reagoi sen paksuuden muutoksiin, voi esimerkiksi nukkujan liikkeistä johtuva taipuminen aiheuttaa myös väärennlaisia muutoksia signaalissa. [18; 19.]

2.6 Suunto Movesense

Suunto Oy on suomalainen, vuonna 1936 perustettu yhtiö, joka suunnittelee ja valmistaa urheilukelloja, sukellustietokoneita, kompasveja, sykemittareita ja paikannuslaitteita. Yhtiön kotipaikka on Vantaa. [20.]



Kuva 3. A) Movesense-anturi koostuu noin 3 cm:n kokoisesta napista, joka kiinnitetään elastiseen vyöhön (kuvassa reiden ympärillä). Vyön sisäpuolella on kangaspintaiset elektrodit (B). Anturi kerää tiedot langattomasti puhelimeen.

Vuonna 2017 julkaistu Suunto Movesense on alusta, joka käsittää ohjelmoitavan anturin lisäksi sovellusrajapintaohjelmistot (API, Application Programming Interface) ja siihen liittyvät ohjelmakirjastot. Koska anturi on melko vapaasti ohjelmoitavissa, kehittäjät voivat luoda omia REST-rajapintaa (REpresentational State Transfer) hyödyntäviä palve-

luja. Movesense on suunnattu avoimen ympäristön langattomien liiketunnistusratkaisujen kehittäjille erilaisia mobiilisovelluksia varten ja sen avulla kehittäjät voivat suunnitella loppukäyttäjäohjelmia ilman erityistä RF-osaamista (Radio Frequency) tai tarvetta kehittää laitteistoja. [21.]

Iskunkestävä ja vesitiivis Movesense-anturi on pieni ja kevyt (kuva 3). Laitteella on painoa sähköpariston kanssa vain noin 10 grammaa. Ulkoisina mittoina ovat syvyys 10,6 mm ja halkaisija 36,6 mm. Anturi sisältää lineaarista kiihtyvyyttä mittaavan kiihtyvyys-sensorin, kulmakiihtyvyyttä mittaavan gyroskoopin sekä magneettikentän muutoksia havainnoivan magnetometrin. Kaikki edellä mainitut sensorit mittaavat liikettä kolmiulotteisesti, eli kokonaisuudessaan anturi havaitsee liikettä yhdeksään eri suuntaan. Lisäksi Movesense-anturissa on sensorit lämpötilan ja sykkeen sekä yksikanavaisen EKG:n mittaamiseen. Anturinappi kiinnitetään mukana tulevaan joustavaan vyöhön. EKG-rekisteröintiin tarvittavat kangaspintaisten elektrodit sijaitsevat kiinnitysvyön sisäpinnalla. [21.]

Tiedonsiirtoon anturi käyttää Bluetooth Low Energy 4.0:a (BLE). Anturi sisältää pienen sisäisen muistin (3 MB EEPROM, Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), joka mahdollistaa pienen datamäärän tallennuksen ennen sen lähettämistä eteenpäin mobiililaitteeseen tallennusta tai muuta käyttöä varten. Movesense-anturi on myös mahdollista ohjelmoida esikäsittelemään kerättyä dataa ennen lähettämistä eteenpäin. Esikäsittelyn avulla voidaan esimerkiksi pienentää anturin virrankulutusta, kun lähetettävää dataa ei ole yhtä paljon kuin ”raakana” kerättyä dataa. Kirjoittamishetkellä Movesense-anturiin on mahdollista asentaa käyttöjärjestelmän versio 1.5, mutta tässä työssä tehdyissä mittauksissa päädyttiin käyttämään käyttöjärjestelmän versiota 1.0.1. [21.]

Movesensen toimintaa ohjaa Nordisk Semiconductorin valmistama nRF52832-mikropiiri (SoC, System on Chip). Piiri sisältää ARM Cortex®-M4-prosessorin (32-bit) ja Movesensen käyttöjärjestelmää sekä sovelluksia varten 512 kB (FLASH) ja 64 kB (RAM) muistit. Virtaa anturi saa tavallisesta litteästä CR 2025-paristosta. Energiankulutukseltaan Movesense-anturi on valmistajan mukaan kilpailijoitaan tehokkaampi. [4; 21; 22.]

2.6.1 Kiihtyvyyssensori

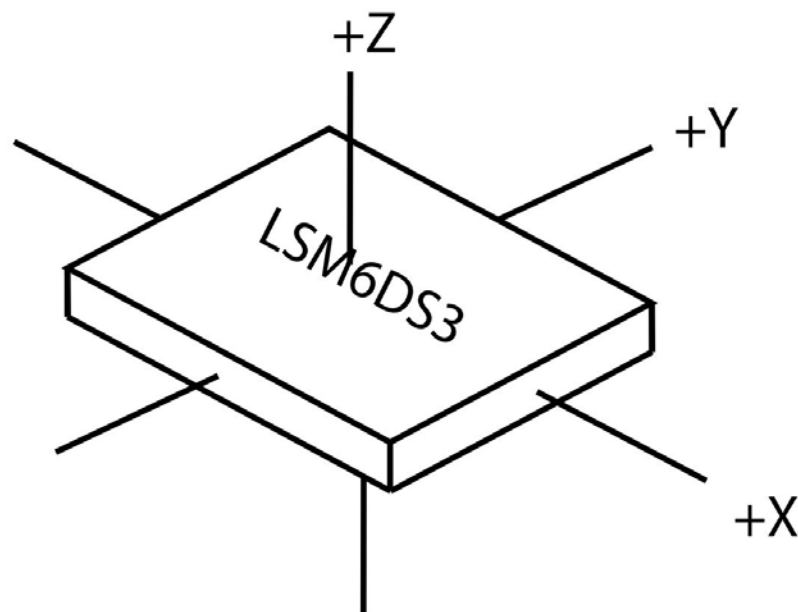
Movesense-anturin sisältämistä sensorimoduuleista tässä työssä esitellään kiihtyvyys-sensorin ja gyroskoopin sisältävä LSM6DS3, jonka valmistaja on STMicroelectronics. Se

on hyvin pienikokoinen MEMS-sensori (Microelectromechanical systems), joka mittaa lineaarista kiihtyvyyttä x-, y- ja z-akselien suuntaisesti (kuva 4). Voidaan siis sanoa, että sensorin mittaa kolmiulotteisesti. Kiihtyvyyden yksikkönä käytetään m/s^2 eli metriä per sekunnin neliö. Sensorin toimintaskaala on ± 2 , ± 4 , ± 8 tai ± 16 g. Yksikkö g tarkoittaa painovoiman eli gravitaation aiheuttamaa putoamiskiihtyvyyttä, joka on noin $9,81 \text{ m/s}^2$. [21.]

Toimintaskaalan valinta vaikuttaa sensorin mittausrésoluutioon siten, että suurempi skaala tarkoittaa pienempää résoluutiota ja päinvastoin. Valmistajan mukaan kiihtyvyyssensorin keräystaajuus voi olla 13, 26, 52, 104 tai 208 Hz. [21.]

2.6.2 Gyroskooppi

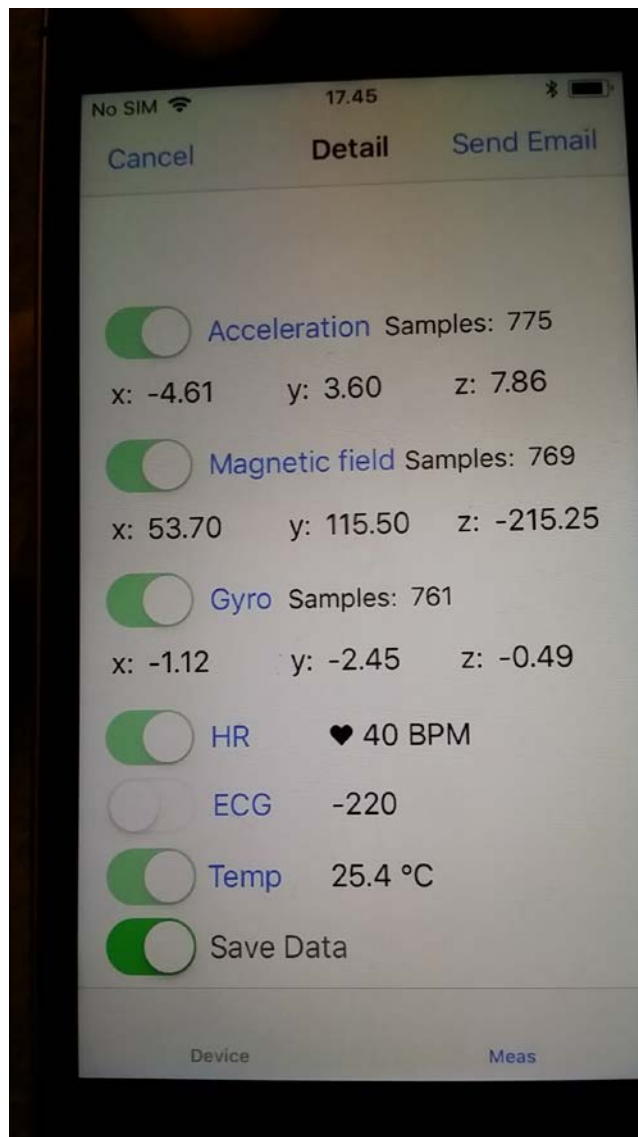
Sama sensorimoduuli (LSM6DS3) sisältää siis myös gyroskoopin, joka mittaa muutoksia kulmakiihtyvyydessä kolmen akselin ympärillä. Kulmakiihtyvyyden yhteydessä käytetty mittayksikkö on $^\circ/\text{s}$ eli astetta sekunnissa. Toimintaskaalavaihtoehtoina gyroskoopilla on ± 125 , ± 245 , ± 500 , ± 1000 tai ± 2000 $^\circ/\text{s}$ (dps, degree per second). Keräystaajuusvalikoima on gyroskoopilla sama kuin kiihtyvyyssensorilla, eli 13, 26, 52, 104 ja 208 Hz. [21.]



Kuva 4. Kiihtyvyyssensorin ja gyroskoopin akselisuunnat.

2.7 SleepSense-mobiilisovellus

Tutkimuksessa analysoitavaa dataa kerätään tarkoitusta varten kehitetyllä iOS-mobiilisovelluksella. Movesense-anturi lähettää keräämänsä datan BLE 4.0:n välityksellä mobiililaitteeseen, jossa sovellus tallentaa tiedot haluttuun paikkaan laitteen muistissa tai muistikortilla. Tallennettavat tiedostot ovat CSV-muotoisia (Comma Separated Values). Sovelluksen avulla voidaan valita halutut monitorointiin käytettävät sensorit, sekä eri sensorien käyttämät keräystaajuuudet.



Kuva 5. Sleepsense-mobiilisovelluksen näkymä mittaustilassa. Näytteiden kerääminen alkaa, kun sensori kytketään päälle. Tästä johtuen näytössä näkyvät näytemäärät eivät ole yhteneväisiä.

Sovelluksesta valittavissa on tuetut keräystaajuudet, eli 13, 26, 52, 104 ja 208 Hz. Kun halutut sensorit on valittu ja asetettu mittaustilaan, voidaan signaalien tallennus aloittaa valitsemalla "Save Data". Tallennetut tiedostot voi halutessaan lähettää puhelimen muistista eteenpäin esimerkiksi pilvipalveluun tai sähköpostiin. Sovellus luo jokaiselle vastaanotetulle Bluetooth-paketille saapumisen yhteydessä system time -aikaleiman, joka muodostuu mobiililaitteen kellosta. Tiedostossa on mukana myös sensorista tuleva mittausaikaleima (meas_time).

3 Tutkimuksen tarkoitus ja menetelmät

3.1 Tutkimussuunnitelma

Työn suunnitelmana on selvittää Suunto Movesense-anturin herkkyyttä ja tarkkuutta lapsen unenaikaisen hengityksen seurannassa sekä sen tuottamien tietojen vastaavuutta muihin unitutkimuksessa käytettäviin hengitystä tarkkaileviin laitteisiin (nenän ilmavirtaus, vatsan ja rintakehän hengitysliikkeet sekä Emfit-unipatja). Liikettä ja sykettä langattomasti mittaava Movesense-anturi kiinnitetään laajan unitutkimuksen yhteydessä joustavalla vyöllä potilaan lantion kohdalle etupuolen keskilinjalle. Samanaikaisesti hengitystä tallennetaan PSG-tutkimukseen sisältyvillä hengitystä mittaavilla laitteilla. Movesense-anturin osalta työssä tutkitaan kiihtyvyyssensorin ja gyroskoopin keräämää dataa. Tallennettu data käsitellään ja analysoidaan, jonka jälkeen sitä vertaillaan kerätyn hengitysdatan osalta. Tutkimusta varten on haettu ja saatu tutkimuslupa.

3.2 Datan kerääminen

Koemittauksissa unenaikaista hengitystä mitattiin muutamana yönä kotioloissa sekä Movesense-anturilla että Emfit-unipatjalla. Movesense-mittauksia tehtiin koeluontoisesti kokeiden erilaisia keräystaajuuksia. Testien ja muun asiasta kertyneen tiedon perusteella valittiin tähän tutkimukseen soveltuva keräystaajuus.

Keräystaajuuden valintaan vaikutti tässä tapauksessa myös energian kulutus, sillä koemittauksen mukaan korkeammat taajuudet lyhensivät patterin elinaikaa merkittävästi. Suurempi keräystaajuus auttaa signaalin sisältämien pienempien yksityiskohtien löytämistä, mutta toisaalta signaalien tallennus suurilla taajuuksilla vaatii myös enemmän tilaa ja energiaa, joten liian suuresta taajuudesta voi olla myös haittaa. [23.]

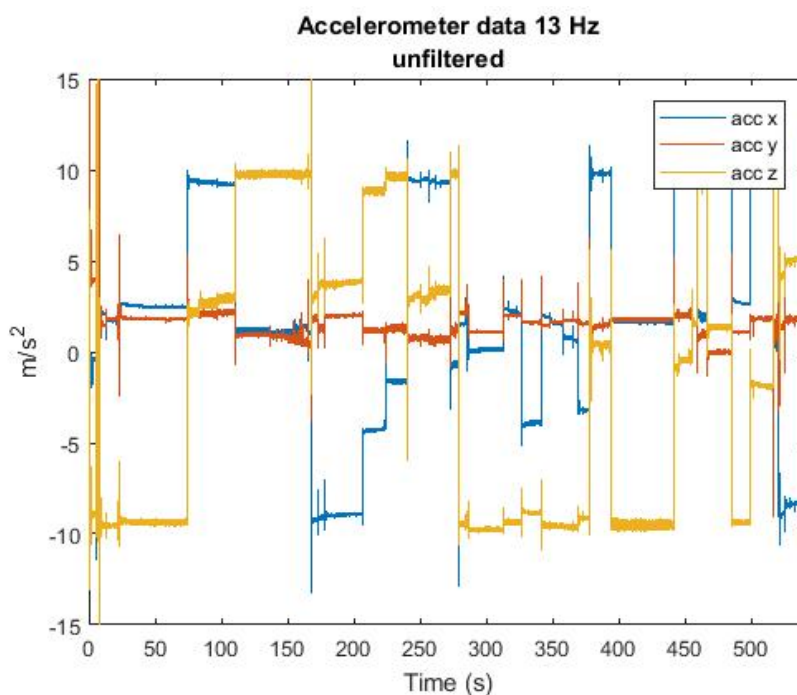
Yksi tärkeä signaalien keräystaajuutta määrittävä tekijä oli Nyquistin näytteenottoteoreema. Teoreeman mukaan analoginen jatkuva signaali (eli tässä tapauksessa hengityssignaali) voidaan muuntaa sarjaksi diskreetti aikaisia näytteitä, jotka saavat arvoja vain tietyillä ajanhetkillä. Tämä muunnos voidaan toteuttaa menettämättä signaalin sisältämää informaatiota niin kauan kuin näytteenottotaajuus on vähintään kaksinkertainen digitoitavan signaalin taajuuteen verrattuna [24]. Koska hengitystaajuus on aikuisilla yleensä reilusti alle 0,5 Hz, riittäisi periaatteessa yhden hertsin taajuus signaalin sisältämän informaation kuvaamiseksi. Varsinaiset mittaukset päätettiin suorittaa kuitenkin mahdollisella, eli 13 Hz:n, keräystaajuudella. [23.]

Koemittauksista saatu data oli vertailukelpoista ja sen avulla voitiin tehdä jo ensimmäisiä analyysejä ja muuttaa tarpeen mukaan signaalinkäsittelyprotokollaa. Toinen osa mittauksista tehtiin menemällä mukaan HUSin lasten kliinisen neurofysiologian osaston tiloissa sijaitsevassa unilaboratoriossa tapahtuviin PSG-tutkimuksiin. Varsinaisissa mittauksissa ($n = 4$) tutkittavien potilaiden ikä vaihteli kymmenen vuoden molemmin puolin.

Jos kerätty data oli heikkolaatuista, esimerkiksi jos sensori on kääntynyt paikallaan tai vaikkapa elektrodien huonosta kontaktista johtuen, ei sitä voi korvata millään jälkikäsittelyllä. Tästä syystä mittaustilanne oli syytä valmistella, suunnitella ja toteuttaa etukäteen huolellisesti.

3.3 Datan prosessointi

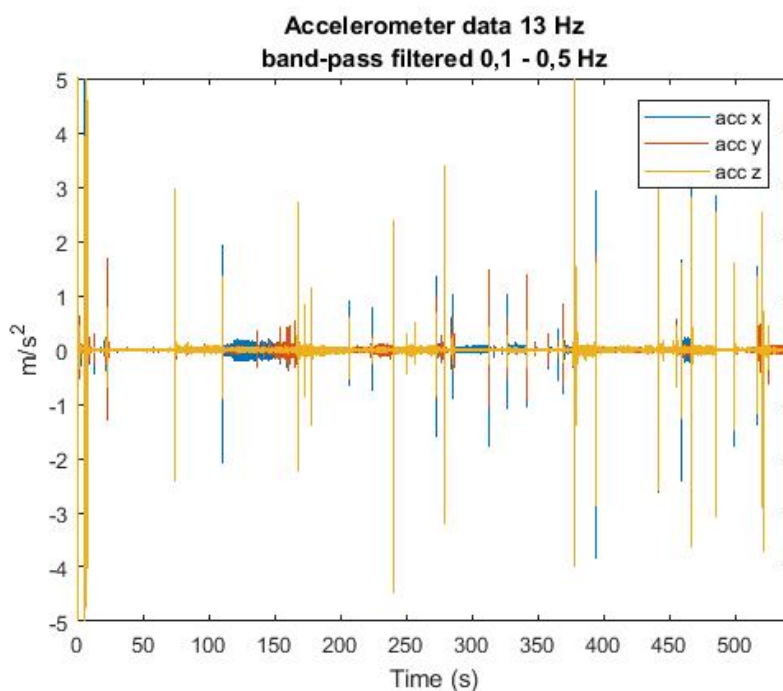
Datan keräämisen jälkeisessä esikäsittelyvaiheessa signaaleja muokattiin, jotta niiden sisältämä informaatio saataisiin paremmin esille ja vertailukelpoiseksi muiden signaalien kanssa. Tässä työssä käytettäviä prosessointimenetelmiä olivat signaalin suodatus digitaalisen suodattimen avulla, signaalien erilaisten näytteenottotaajuuksien yhtenäistäminen sekä signaalien kohdistaminen. Työssä toteutettu digitaalinen signaalinkäsittely sekä datan analysointi suoritettiin Matlab R2017a-sovelluksella (The Mathworks Inc., Boston, USA).



Kuva 6. Käsitlemätön signaali. Y-akselilla kiihtyvyys ja X-akselilla aika. Acc x, acc y ja acc z ovat eri koordinaattisuuntiin ilmenevät kiihtyvyydet.

Signaalin käsittely aloitettiin tarkastelemalla signaaleja ajan suhteen muuttuvan kuvaajan avulla. Tämän visuaalisen tarkastelun yhteydessä tuli selkeästi esiin se, että signaalit sisältävät asennosta ja maan vetovoiman suunnasta riippuvaisia perustasoja, kuten nähdään kuvassa 6. Lisäksi signaalit sisälsivät vielä tässä vaiheessa melko runsaasti kohinaa, jonka sekaan varsinaisen hengityssignaalin muoto piiloutui. Käsitlemättömästä signaalista ei tämän kuvaajan avulla voinut asentojen vaihtumista lukuun ottamatta sanoa vielä juuri mitään. Kuvassa 7 näkyvät signaalit ovat ali- ja ylipäästösuodatettu, minkä ansiosta signaalit asettuvat samalle perustasolle.

Kun dataa prosessoidaan tarkempaa analysointia varten, on signaalinkäsittelyn avulla mahdollista poistaa myös sellaisia datan sisältämiä ominaispiirteitä (feature extraction), jotka eivät ole välttämättömiä signaalin sisältämän informaation kannalta. Prosessointi voidaan lisäksi toteuttaa laskennallisen tehon säilyttämiseksi. Varsinkin suuremmissa tutkimuksissa datan määrä voi helposti kasvaa valtavaksi, jolloin ominaispiirteitä karsimalla voi säästää paljon aikaa ja vaivaa.



Kuva 7. Yli- ja alipäästösuodatuksen avulla signaalien eri koordinaattisuuntiin ilmenevät kiihtyvyydet asettuvat samalle perustasolle, jonka jälkeen niitä on helpompi analysoida.

3.3.1 Signaalin suodattaminen

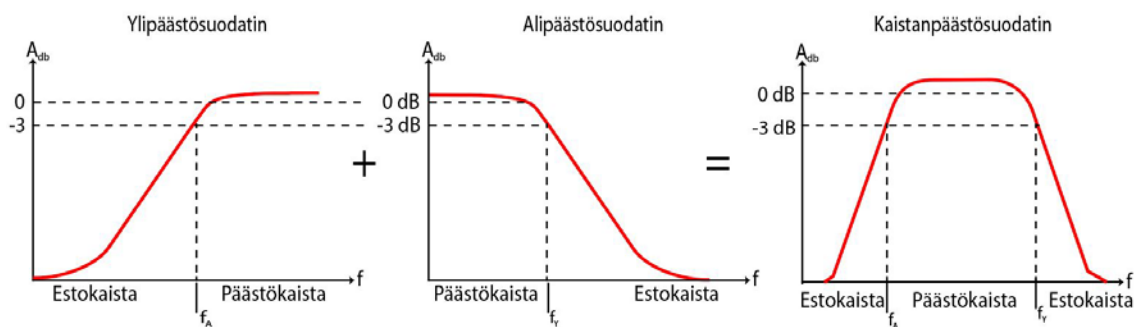
Digitaalisessa signaalinkäsittelyssä käytetty termi digitaalinen suodatin tarkoittaa sellaista järjestelmää, joka suorittaa näytteistetylle diskreetiaikaiselle signaalille määrättyjä matemaattisia operaatioita. Se eroaa siis analogisesta suodattimesta, joka puolestaan käsittelee signaalia erilaisten elektronisten komponenttien avulla. Signaalin suodattamisen päämääränä on yleensä vaimentaa sen ei-toivottuja ominaisuuksia ja siten korostaa haluttuja piirteitä. Suodatinta valitessa ensimmäinen valinta kohdistuu yleensä siihen, millä periaatteella suodatin vaimentaa signaalia. Toinen yleinen ja tyypillisesti käytetty luonnehdinta suodattimen ominaisuuksista on sille syötetyn impulssin aiheuttama reaktio, *impulssivaste*, eli aiheutuneen vasteen pituus. [23.]

Perustasojen korjaaminen ja kohinan suodattaminen olivat digitaalisen signaalinkäsittelyvaiheen ensimmäisiä prosesseja. Ennen kuin tuntematonta dataa sisältäviä signaaleja kannattaa suodattaa, voi olla hyvä jollakin keinolla selvittää, mikä on niissä piilevä määrävä taajuus. Koska tämä työ käsittelee hengitystä, eräs keino selvittää hengitystaajuus olisi etsiä tietoa hengityksen yhteydessä yleensä esiintyvistä hengityslukemista ja määrittää siten haravoitava taajuusalue ja suodattaa signaali näiden tietojen varassa. Tämän

lisäksi asian voi kuitenkin selvittää luotettavammin esimerkiksi näytteistetyin signaalin taajuusanalyysin avulla.

Yleisesti katsoen kerätty signaali sisältää haluttujen taajuusalueiden signaalit sekä jonkin verran kohinaa. Kun halutun taajuuskaista-alueen rajat ovat selvillä, käytetään suodattimia vaimentamaan rajojen ulkopuoliset taajuudet. Halutun taajuusalueen alarajaa kutsutaan alemmaksi leikkauspisteeksi ja ylempää rajaa ylemmäksi leikkauspisteeksi. Taajuusalueen ulkopuoliset taajuudet voi vaimentaa käyttämällä yhtä tai useampaa suodatinta. [25.]

Yksi monista toimintaperiaatteeltaan erilaisista suodattimista on nimeltään *ylipäästösuo-datin* (high-pass filter), ja se vaimentaa halutun leikkauspisteen alapuoliset taajuudet, päästäten vaimentamattomana läpi nimensä mukaisesti rajan yläpuoliset taajuudet. Yläpuolisten taajuuksien vaimenninta kutsutaan puolestaan *alipäästösuo-dattimeksi* (low-pass filter). Edelliset operaatiot voi tehdä myös käyttämällä pelkästään yhtä suodatinta, jolloin sitä kutsutaan *kaistanpäästösuo-dattimeksi* (band-pass filter). Kaistanpäästösuo-datin vaimentaa alarajan alapuoliset sekä ylärajan yläpuoliset taajuudet, päästäten läpi rajojen sisäpuoleiset taajuudet. Edeltävien suodatinten vaimennusprofiilit ovat esitelty kuvassa 8. Näiden lisäksi olemassa on myös *kaistanestosuo-datin* (band-stop tai notch filter), jonka toimintaperiaate on vastakkainen kaistanpäästösuo-dattimeen verrattuna, eli se vaimentaa alarajan yläpuoliset ja ylärajan alapuoliset taajuudet. [25.]



Kuva 8. Kaksi erillistä vai vain yksi suodatin? Vasemmalta oikealle: ylipäästö-, alipäästö- ja kaistanpäästösuo-datin. -3 (dB) kuvaa sitä kohtaa, jossa signaali on vaimentunut puoleen alkuperäisestä arvosta. 0 (dB) kuvastaa signaalin voimakkuutta päästökaistalla. f_A ja f_r ovat alempi ja ylempi leikkauspiste.

Digitaalisen suodattimen tyyppi on yleensä vapaasti suodattimen suunnittelijan päätettävissä. Joissain tapauksissa voi olla järkevämpää käyttää yhtä suodatinta, toisinaan taas kannattaa tehdä suodatus yhdellä suodattimella. Jos esimerkiksi haluaa määrittää

suodattimeen jyrkemmän siirtymäkaistan, voi olla tarpeellista käyttää kahta erillistä (ali- ja ylipäästö) suodatinta, sillä on hankalaa suunnitella sellainen korkeamman järjestyksen kaistanpäästösuodatin, joka toimisi vakaasti. [26.]

Toimintaperiaatteensa lisäksi digitaaliset suodattimet voidaan luokitella myös siis niiden impulssivasteen mukaan. Impulssivasteperusteisessa luokittelussa suodattimia on kahta erilaista tyyppiä (FIR ja IIR) ja ne ovat olemukseltaan jokseenkin erilaisia. En tässä työssä pureudu tarkemmin suodattimien ominaisuuksiin, vaan ne käydään ainoastaan pääpiirteittäin läpi.

FIR-suodattimet (Finite Impulse Response) ovat suodattimia, joiden impulssivaste on määrällisen pituinen. Toisin sanoen sisään syötetystä impulssista aiheutuva vaste vaimenee konvoluution avulla nollaan tietyn määrällisen ajan kuluessa. Suodatuksen signaalille aiheuttama vaihesiirtymä on FIR-suodattimen tapauksessa yleensä lineaarinen, toisin sanoen se vaikuttaa kaikkiin signaalin taajuuskomponentteihin samalla tavalla. FIR-suodattimen toteutus on monesti monimutkaisempi kuin IIR-suodattimien. Varsinkin jos tavoitteena on kapea siirtymäkaista, voivat FIR-suodattimet olla hyvin kompleksisia. [23.]

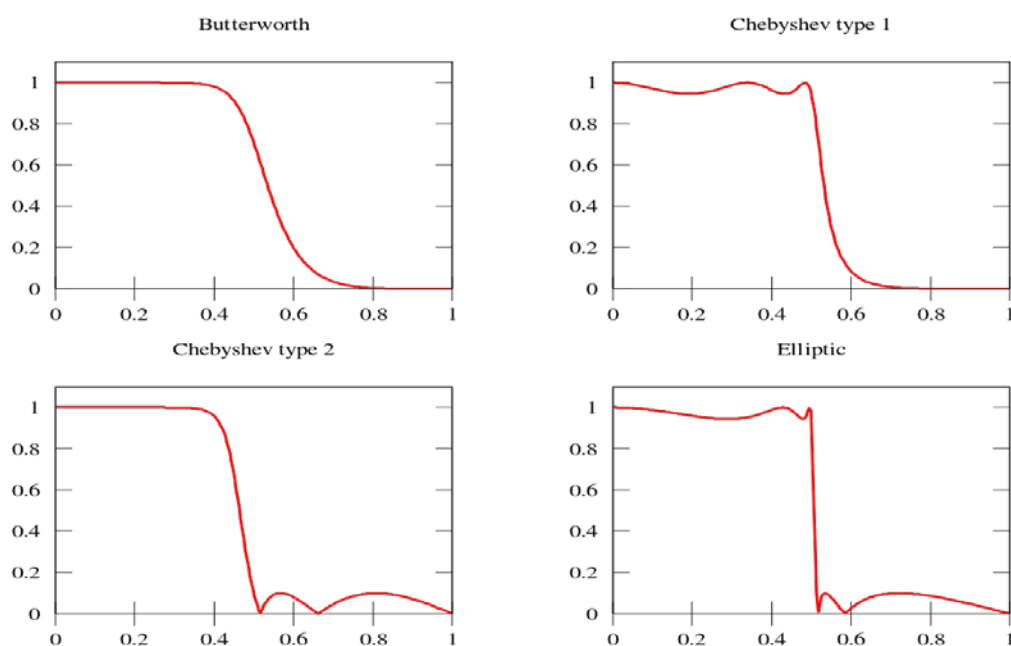
IIR-suodattimen (Infinite Impulse Response) taajuusvaste on ”ääretön”, eli vaste ei vaimene minkään määrätyn ajan kuluessa kokonaan nollaan. Vaste saattaa kuitenkin saavuttaa niin matalan tason, että lukeman esittäminen ei onnistu järjestelmän resoluution puitteissa. IIR-suodattimen signaalille aiheuttama vaihesiirtymä on epälineaarinen, eli se vaikuttaa signaalin eri taajuuskomponentteihin eri tavalla. [23.]

Impulssivasteen lisäksi digitaalisten suodatinten toimintaa voidaan luokitella myös syötetylle herätesignaaliin aiheutuvan *taajuusvasteen* mukaan. Taajuusvaste kuvaa suodattimelle sisään syötetyn signaalin ulostulospektrin käyttäytymistä, ja se kuvataan yleensä yhdistelmänä, jossa esiintyvät signaalin vaihe, eli sen kulma, ja voimakkuus eli magnitudi. Taajuusvasteperusteinen jako erottelee suodattimet niiden esto- ja päästökaistojen värinän ja vaimennuksen sekä siirtymäkaistan jyrkkyyden mukaan. Ideaalissa suodattimessa olisi tasaiset esto- ja päästökaistat sekä jyrkkä leikkaus eli siirtymäkaista. Käytännössä aina joudutaan kuitenkin tekemään ominaisuuksien välillä valinta, joka on ainakin jonkinasteinen kompromissi. Jos halutaan tasaiset esto- ja päästökaistat, joutuu tinkimään leikkauksen jyrkkyydestä ja toisin päin. Erilaisten IIR-suodattimien taajuusvastetyypit nähdään kuvassa 9. Taajuusvasteen määrittelyssä ensimmäinen leikkauspiste

tarkoittaa kohtaa, jossa signaalin voimakkuus on vaimentunut puoleen (-3 dB) päästökaistalla olleesta voimakkuudesta. Suodatinta suunniteltaessa voidaan määrittää myös esto- ja päästökaistojen vaimennus. [23.]

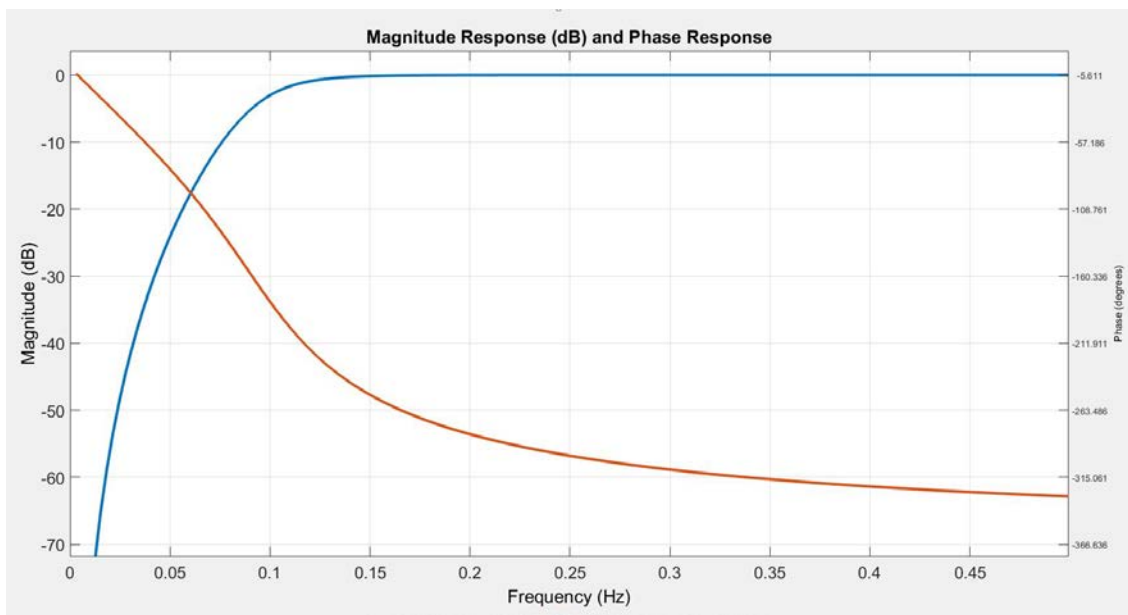
Eräs suodattimen suunnittelussa päätettävä parametri on suotimen asteluku (order), joka määrittää, kuinka monta viive-elementtiä tarvitaan halutun vasteen muodostamiseksi eli halutun lopputuloksen saavuttamiseksi tarvittavien kerrointen määrän. Järjestyksen avulla voidaan määrittää myös se, miten kapeaksi siirtymäkaista halutaan saada, eli miten jyrkästi signaalin vaimennus halutaan toteuttaa. [27.]

Digitaaliset suodattimet aiheuttavat tyypistä riippuen signaaliin vaiheeseen joko lineaarisia tai epälineaarisia vaihesiirtymiä. Suodattamisen aiheuttamat vaihesiirtymät voidaan estää suodattamalla signaali ensin yhteen suuntaan ja toistamalla operaatio sen jälkeen samoilla arvoilla takaisin päin, jolloin vaihesiirtymät ”kumoutuvat”. Käytännössä signaali suodatetaan siis kahteen kertaan. Matlab-funktio *filtfilt* soveltuu erinomaisesti juuri tähän tarkoitukseen. [27.]



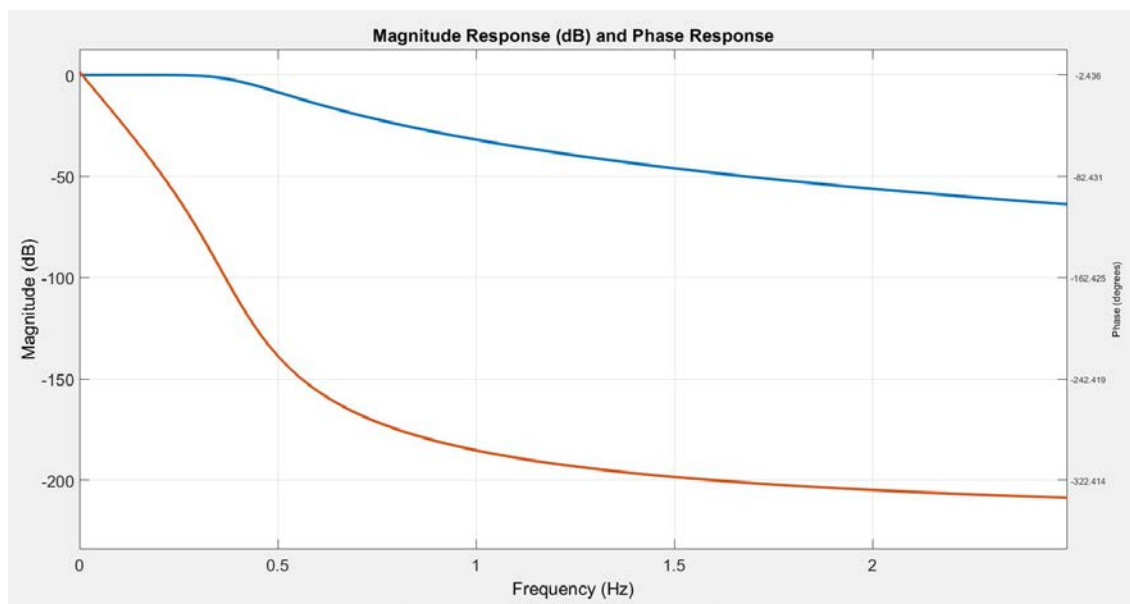
Kuva 9. Erilaisia IIR-suodatintyyppejä. Ylhäällä vasemmalla: Butterworth-suodattimessa on mahdollisimman tasaiset esto- ja päästökaistat ja loiva siirtymäkaista. Ylh. oik. ja alh. vas.: Chebyshev-suodattimet (tyypin I ja II) ovat siirtymäkaistaltaan jyrkempiä, mutta aiheuttavat värinää päästö- ja estokaistoille. Elliptisellä suodattimella on jyrkin siirtymäkaista, minkä johdosta se leikkaa signaalit tarkemmin, mutta aiheuttaa värinää muille kaistoille.

Tässä työssä parhaan tuloksen tuottavan suodattimen arvojen selvittämisen ensimmäinen etappi oli tutustua aiheesta jo kirjoitettuihin tutkimuksiin ja selvittää niiden avulla millä suodattimen arvoilla aikaisemmat hengitystä tutkivat tahot olivat saaneet parhaat tuloksensa. Selvitystyön perusteella näytti siltä, että erittäin monet hengitystä tutkineet olivat töissään päätyneet käyttämään signaalien suodattamiseen toisen asteen IIR-suodatinta ja sen Butterworth-tyyppiä.



Kuva 10. Signaalien suodattamiseen käytetyn ylipäästösuodattimen taajuusvasteen kuvaajat. Sininen viiva kuvaa signaalin vaimennusta ja punainen viiva vaiheelle aiheutuvaa siirtymää. Signaalille aiheutunut vaihesiirtymä on tässä tapauksessa epälineaarinen. Ylipäästösuodattimen leikkauspiste asetettiin 0,1 Hz:n kohdalle.

Edeltävien tutkimusten lisäksi toisena valintaperusteena oli suodattimen monimutkaisuuden välttäminen, ja koska omassa työssäni kiinnostava taajuuskaista on suhteellisen kapea, päädyin valitsemaan kaksi erillistä IIR-suodatinta (kuvat 10 ja 11). Toisen asteen Butterworth-suodattimessa on mahdollisimman tasaiset päästö- ja estokaistat, mutta siirtymäkaista on melko loiva. Tämän uskoisin olevan omalle työlleni myös hyvä vaihtoehto, koska hengitysliikkeiden signaalien amplitudi on melko pientä. Tämän jälkeen kokeiltiin suodattaa signaali samoilla arvoilla (0,1 - 3 Hz) kuin Emfit-signaalille tehty suodatus. Lopulliset arvot löytyivät kokeilemalla. Vaihelukituksen laskemista varten kaikki signaalit kannattaa suodattaa hyvin tarkasti halutulle taajuuskaistalle.



Kuva 11. Vastaavat kuvaajat alipäästösuodattimen osalta. Alipäästösuodattimen leikkauspiste asetettiin 0,4 Hz:n kohdalle. Alipäästösuodattimen aiheuttama vaihesiirtymä on epälineaarinen.

3.3.2 Näytteenottotaajuuden muuntaminen

Signaalien kohdistaminen eli niiden saaminen yhteiselle aikajanelle vaatii onnistuakseen signaalit, jotka on näytteistetty jatkuvasta signaalista ja muunnettu samalle taajuudelle. Digitaalisen ja näytteistetyn signaalin näytteenottotaajuutta voidaan muuttaa jälkikäteen. Taajuuden muuttaminen voidaan suorittaa esimerkiksi siitä syystä, että halutaan vähentää laskennallista kompleksisuutta. Joskus voi käydä niin, että näytteenottotaajuus on jostain syystä ollut liian suuri, eikä signaali sisällä ole läheskään niin korkeita taajuuksia kuin käytettävällä taajuudella olisi mahdollista kerätä. Tässä työssä taajuuksien muuttaminen tehdään signaalien välisten yhtäläisyyksien tarkemman analysoinnin mahdollistamiseksi. [23; 25.]

Digitaalisen signaalin taajuuden muuttaminen perustuu ajatukseen, jonka mukaan signaalin sisältämää näytteiden määrää ensin kasvatetaan lisäämällä siihen laskennallisesti näytteitä olemassa olevien datapisteiden väliin. Tämän jälkeen signaali näytteistetään uudestaan ja siitä vähennetään näytteitä tasaisin väliajoin. Operaation johdosta näytteiden määrä ensin lisääntyy, mutta signaalin sisältämän informaation määrä pysyy samana kuin alkuperäisessä. Tästä johtuen näytteitä voidaan poistaa muodostetusta signaalista turvallisesti kadottamatta olemassa olevaa tietoa. Jos operaatio suoritettaisiin päinvastaisessa järjestyksessä, eli ensin signaalista poistettaisiin näytteitä ja vasta sen

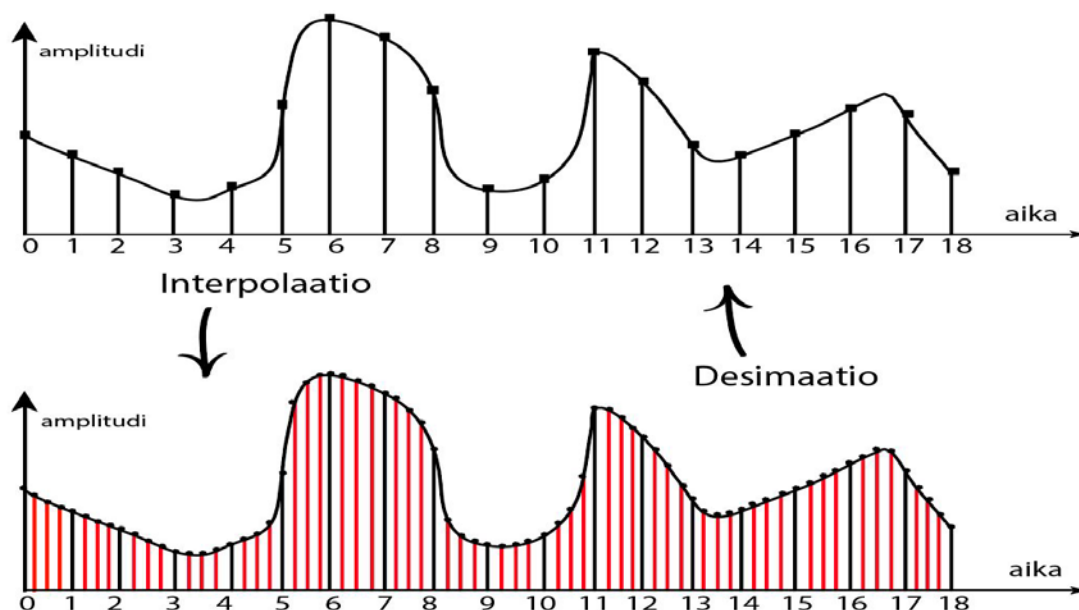
jälkeen lisättäisiin, poistuisi samalla alkuperäisen signaalin sisältämää oleellista informaatiota. [25; 28.]

Taajuuden nostaminen on hieman sen laskemista monimutkaisempi operaatio ja siihen käytetty menetelmä on *interpolointi*. Interpoloinnin tavoitteena on saada aikaan signaali, joka vastaa muuten alkuperäistä, mutta jonka näytteenottotaajuus on suurempi. Interpolointi toteutetaan lisäämällä signaaliin ylimääräisiä arvoja tasaisin välein käyttämällä suhdelukuna kerrointa I . Interpoloimalla lasketut uudet arvot lisätään signaaliin olemassa olevien arvojen väliin tasaisin välimatkoin. Taajuuden muuttamisen idea on havainnollistettu kuvassa 11. [25; 29.]

Taajuuden laskeminen tapahtuu poistamalla osa uudelleen näytteistetyin signaalin arvoista. Taajuuden muuttamista alaspäin kutsutaan termillä *desimointi*. Hieman harhaanjohtavasti kymmeneen viittaavasta nimestään huolimatta desimoinnilla tarkoitetaan yleisesti taajuuden laskemista jonkin kokonaisluvun avulla. Signaalin taajuuden laskeminen toteutetaan harventamalla signaalista arvoja suhdeluvulla D . Tällöin siis signaalin arvoista säilytetään joka D :s arvo ja loput arvot hylätään (kuva 12). [25; 29.]

Yhdistämällä interpolointi ja desimointi saadaan siis aikaan signaalin keräystaajuuden muutos rationaalikertoimella I/D . Jotta saadaan signaalin sisältämät taajuusominaisuudet säilymään, on syytä tehdä operaatiot mainitussa järjestyksessä, eli ensin interpolointi ja sen jälkeen desimointi. [28]

Tässä työssä signaalien taajuuden yhtenäistäminen tehtiin Matlabin *resample*-funktion avulla. Kyseiselle funktiolle pitää syöttää lähtösignaalin lisäksi taajuusmuutoksen rationaalikertoimet, joilla jakamalla sekä kertomalla signaalin taajuutta ensin lasketaan ja sen jälkeen nostetaan. Rationaalikertoimen laskeminen toteutettiin erillisen *rat*-funktion avulla, jolle syötetään lähtöarvoina signaalin vanha ja uusi näytteenottotaajuus. Esimerkiksi Movesense-signaalien taajuuden muuntamisessa ensin interpoloitiin signaali kertoimella 265, jonka jälkeen sen desimointi suoritettiin tekijällä 68. Laskutoimitus oli siis $12,83 * 265 / 68 = 49,9993$.

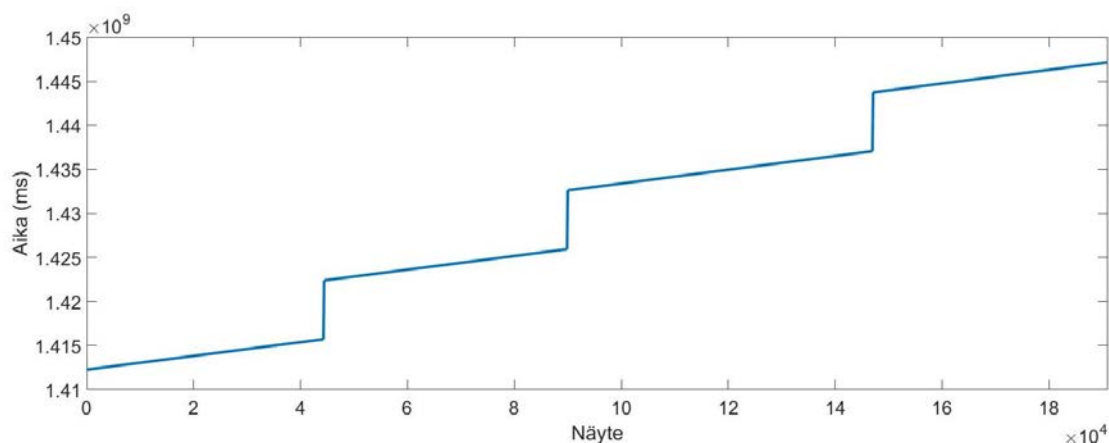


Kuva 12. Ylhäältä alas: Signaalin taajuutta voidaan nostaa lisäämällä näytteiden väliin tasaisin välimatkoin "uusia" datapisteitä interpoloimalla. Alhaalta ylös: Taajuuden laskeminen toteutetaan desimoimalla eli poistamalla signaalista näytteitä tasaisin välimatkoin. Kuvassa taajuuden nostaminen interpoloimalla muuttaa signaalin keräystaajuuden nelinkertaiseksi. [30.]

PSG-tutkimuksen signaalit on tallennettu käyttäen erilaisia keräystaajuuksia. Emfit-signaalin keräystaajuus on 50 Hz, RIP-vyön 100 Hz ja nenän ilmavirran signaalin keräystaajuus on 200 Hz. Koska koko yön kestävät mittaukset ovat jo sellaisenaan melko suuria, päädyttiin laskennallisen tehon säilyttämiseksi kompromissiin. Taajuuksien yhtenäistäminen tehtiin muuntamalla Movesense-signaalit, nenän ilmavirran signaali sekä RIP-signaali 50 Hz:n taajuudelle.

3.3.3 Signaalien kohdistaminen

Kaikissa tähän tutkimukseen liittyvissä laitteissa järjestelmä ottaa tallennuksen alkaessa muistiin aikaleiman ja tallentaa sen tiedostoon. Aikaleimojen perusteella signaalit olivat etukäteen ajateltuna mahdollista kohdistaa melko vähällä vaivalla. Oman vaikeutensa kohdistamiseen toi se, että eri signaalit kuvastivat hengitysliikkeen eri osia. Emfit reagoi paineen vaihteluun, Movesense-kiihtyvyyssensori liikkeeseen ja gyroskooppi kääntymisestä johtuviin kulman muutoksiin. Lisäksi kiihtyvyyssmittarin ja gyroskoopin osalta eri akselit rekisteröivät hieman eri osia hengitysliikkeistä. Tästä johtuen oli jo etukäteen arvatavaa, ettei lineaarisen korrelaation laskemisen avulla saada kovin hyviä tuloksia, vaan tarvitaan muita menetelmiä.



Kuva 13. Aikaleiman perusteella näkee, että yön mittauksen aikana on ollut kolme erillistä yhteyskatkosta. Kuvaajan pystysuorien nousujen aikana on kulunut keskimäärin 111 minuuttia.

Sensoreiden eri akseleiden signaalien ”eritahtisuuden” lisäksi kohdistuksen yhteydessä alkuvaiheessa sekaannusta aiheutti se, että Movesense-signaaleista tuntui puuttuvan eripituisia pätkiä. Tämä saattoi johtua Bluetooth-yhteysongelmista anturin ja puhelimen välillä. Kuvassa 13 näkyy yhden mittauksen aikajana, joka vahvistaa yön aikaisten katkosten olemassaolon. Näistä syistä johtuen kohdistuksen onnistuminen oli aluksi hyvin hankalaa. Parempaan tulokseen päästiin tarkastamalla Movesensen keräystaajuus ja käyttämällä tätä arvoa. Signaalien kohdistaminen onnistui sen jälkeen parhaiten siten, että aluksi signaalit kohdistettiin jokaisen mittauksen yhteydessä rekisteröitävän aikaleiman perusteella. Sen jälkeen asetettiin silmämääräisesti mittauksen alkaessa eri signaaleihin tehdyt liikeartefaktat sopivasti kohdalleen. Signaalit paloiteltiin tunnin pituisiin osiin, jotka kohdistettiin erikseen luotettavuuden lisäämiseksi.

Datan keräämiseen tarkoitettu mobiilisovellus muodostaa oman aikaleiman BT-paketin saapumisen yhteydessä (system_time). Tämän lisäksi anturi lähettää tiedon tapahtuneen mittauksen ajanhetkestä (meas_time). Näiden aikaleimojen välillä oli eroavaisuuksia, jotka oli mahdollista laskea vähennyslaskun avulla. Laskujen perusteella oli selvää, ettei luvattu keräystaajuus (13 Hz) täysin pitänyt paikkaansa. Todellisen keräystaajuuden selvittämiseksi tehtiin koemittauksia, joissa sekuntikellon avulla tallennettiin tarkasti viiden minuutin pituisia signaaleja. Tallennettujen signaalien pituuksien perustella laskettiin todellinen keräystaajuus (12,83 Hz), joka poikkesi selvästi valmistajan ilmoittamasta lukemasta.

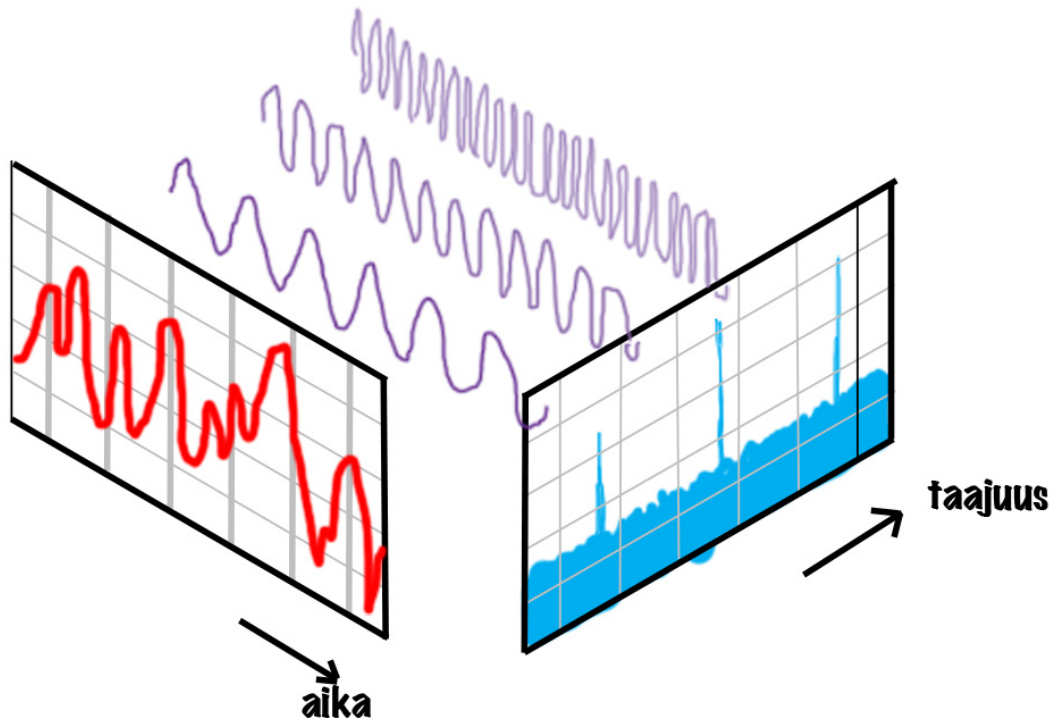
3.4 Datan analysointi

Analysointivaiheessa Movesense-anturin tuottamia signaaleja verrataan yksi kerrallaan PSG-tutkimuksen yhteydessä kerättyihin muihin hengityssignaaleihin. Kaikista signaaleista määritetään ensin ajan suhteen muuttuva hengitystaajuus taajuus- eli spektrianalyysin avulla. Näin löytyneitä ajan suhteen muuttuvia taajuuksia verrataan toisiinsa ja lasketaan erotus niiden välillä. Tämän jälkeen lasketaan ja vertaillaan vielä signaalien välistä vaiheiden samanaikaisuuden pysyvyyttä vaihelukitusarvon (Phase Locking Value, PLV) avulla. Vaihelukitusarvojen tilastollinen merkitsevyys pyritään osoittamaan testaamalla ne satunnaistamisen avulla. Lopuksi signaaleille lasketaan signaali-kohinasuhde (SNR), jonka avulla selvitetään, kuinka laadukasta kerätty data on.

Taajuusspektrien analysointi ja signaalien vaiheiden vertailu on valittu analyysiin mukaan siksi, että alustavien korrelaatiolaskujen perusteella lineaarista korrelaatioita ei signaalien syntymekanismien erilaisen luonteen takia esiinny. Tästä johtuen mukaan valittiin signaalien amplitudeista riippumaton menetelmä.

3.4.1 Fourier-muunnos

Matemaattisen muutoksen, kuten Fourier-muunnoksen, voidaan sanoa tarkoittavan näkökulman vaihtumista. Signaalille tehtävä Fourier-muunnos vaihtaa tässä tapauksessa näkökulman ikään kuin kuluttajasta tuottajaksi, vaihtaen kysymyksen ”mitä minulla on?” kysymykseksi ”mistä se on tehty?”. Toisin sanoen se löytää signaalin sisältämät taajuuskomponentit eli ne osat, joista signaali rakentuu. Fourier-muunnoksen periaate on havainnollistettu kuvassa 14. Muunnos perustuu siihen, että aikaperusteisen jatkuvan signaalin jokainen mahdollinen komponentti mitataan. Sen jälkeen näille komponenteille lasketaan niiden voimakkuus ja vaihe. Näiden perusteella tiedetään eri komponenttien sisältämät taajuudet. Fourier-muunnoksen perusmuoto on jatkuva-aikainen, mutta siitä on monia hieman erilaisia muunnelmia. [31.]



Kuva 14. Taajuuskaista-analyysissä aikaperusteinen signaali muunnetaan taajuusperusteiseksi [32].

Jatkuvalle signaalille voidaan laskea taajuusmuunnos CTFT:n (Continuous Time Fourier Transformation) avulla (kaava 1), jossa signaali integroidaan ajan suhteen. Omega (ω) on reaaliarvoinen ja tarkoittaa jatkuva-aikaista kulmataajuutta radiaaneissa. $F(\omega)$ on kompleksinen funktio omegan suhteen väillä $-\infty$ ja ∞ , t on aika: [33.]

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt \quad (1)$$

Fast Fourier Transform (FFT) on CTFT:sta kehitetty algoritmi, jonka avulla muunnoksen laskeminen on nopeampaa. Ennen kuin FFT voidaan laskea, jatkuva signaali pitää ensin näytteistää diskreettiaikaiseksi, minkä jälkeen sille voidaan laskea taajuusmuunnos DTFT:n (Discrete Time Fourier Transformation) avulla (kaava 2), joka on kompleksinen funktio reaaliarvoisesta muuttujasta ω : [33.]

$$F(k) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} f(n)e^{-i\omega n} \quad (2)$$

Pitkästä jatkuvasta signaalista taajuusmuunnoksen tekeminen voi olla hyödytöntä, joten usein on hyödyllisempää tutkia signaalin sisältämiä taajuuskomponentteja lyhyemmissä

jaksoissa eli segmenteissä. Tähän tarkoitukseen sopiva menetelmä on STFT (Short-Time Fourier Transform), jonka avulla voidaan laskea signaalin sisältämien lyhyempien jaksoiden sisältämää taajuusinformaatiota. Käytännössä STFT lasketaan siten, että jatkuva aikaperusteinen signaali jaetaan ensin segmentteihin, joille lasketaan niiden sisältämä taajuusspektri Fourier-muunnoksen avulla (kaava 3). Lopuksi näiden segmenttien tuottama spektrien summa esitetään ajan suhteen (nTs) muuttuvan kuvaajan avulla: [34.]

$$\sum_{n=-\infty}^{\infty} f(nTs) e^{j2\pi k nTs} \quad (3)$$

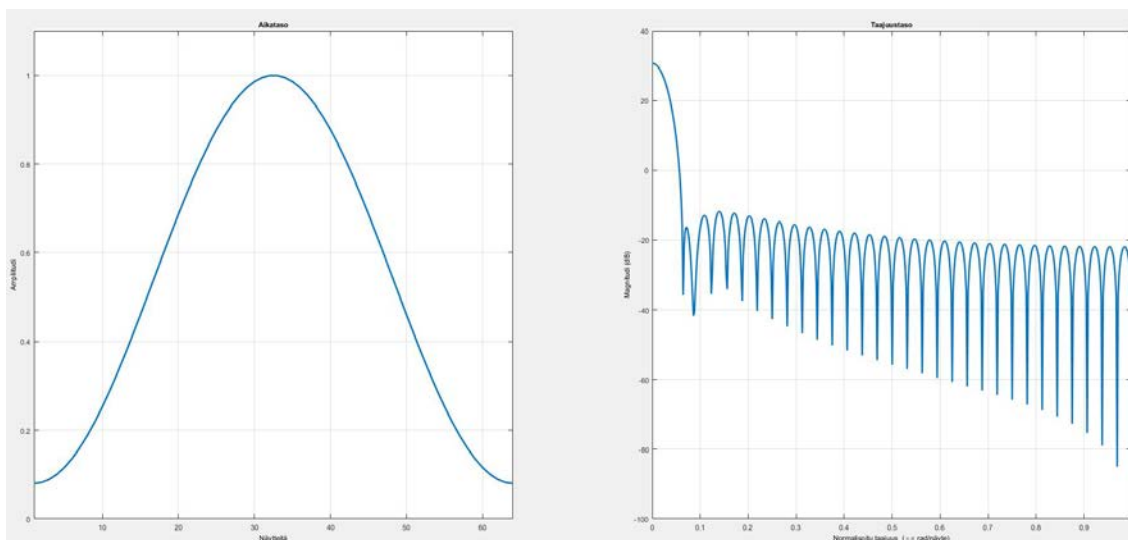
Tämän työn osalta signaalin taajuusanalyysi suoritettiin edellä kuvatun mukaisesti, käyttäen apuna Matlabin spectrogram-funktiota. Spectrogram suorittaa taajuusmuunnoksen laskennan STFT:a hyödyntäen. Funktiolle syötetään lähtöarvoina signaalin lisäksi haluttu segmentin eli ikkunan pituus, päällekkäisten näytteiden määrä, FFT:n pituus sekä keräystaajuus. Valittu ikkunan pituus oli tässä tapauksessa 30 sekuntia, joka kerrottuna muunnetulla keräystaajuudella ($30 \text{ s} * 50 \text{ Hz}$) tarkoitti 1500 näytettä. Päällekkäisiä näytteitä ei tässä tapauksessa haluttu laskennan nopeuttamiseksi. 30 sekuntia on tähän tutkimukseen sopiva segmentin pituus myös siksi, että unitutkimuksen luokitus tehdään yleensä analysoimalla unta 30 sekunnin pituisissa jaksoissa. [35.]

FFT:n pituudeksi valittiin 60 sekuntia, jotta taajuusanalyysiin saataisiin sopiva taajuusresoluutio. Taajuusresoluutiolla tarkoitetaan kahden vierekkäisen datapisteen välistä etäisyyttä taajuustasossa. Taajuusresoluution laskentakaava määrittää keräystaajuuden ja näytteiden määrän tai keräystaajuuden ja ajan suhteen. Määrittely esitellään kaavassa 4, jossa f_s tarkoittaa keräystaajuutta, N näytteiden määrää ja t aikaa. Toisin sanoen taajuusresoluution kasvattamiseksi pitää lyhentää tarkasteltavan jakson pituutta eli vähentää aikaa. Tässä tapauksessa resoluutioksi muodostui siis $1/60 \text{ s}$, joka kerrottuna signaalien keräystaajuudella ($60 \text{ sekuntia} * 50 \text{ Hz}$) oli 3000 näytettä. Taajuusresoluutio hertseinä ilmaistuna on $1/60$ eli $0,0167 \text{ Hz}$. [35.]

$$\Delta f = \frac{f_s}{N} = \frac{f_s}{f_s t} = \frac{1}{t} \quad (4)$$

Spectrogram-funktio muodostaa eräänlaisen suodattimen segmentin reunoille. Tätä suodatinta kutsutaan ikkunointifunktioksi tai ikkunaksi (kuva 15). Koska spectrogram tekee

taajuusanalyysin segmentti kerrallaan, pyritään ikkunoimisen avulla vähentämään epä-jatkuvuuksia segmenttien reunoilla. Tämä tapahtuu siten, että signaalin arvot näiden segmenttien alussa ja lopussa vaimennetaan lähelle nollaa. Oletusarvoisesti spectrogram-funktio käyttää ikkunointiin Hamming-ikkunaa. Tarvittaessa ikkunan tyyppiä eli sen muotoa voi myös muuttaa. Jos funktiolle ei lähtöarvona anna segmentin pituutta, se jakaa signaalin oletusarvoisesti kahdeksaan osaan. Nämä segmentit ovat oletusarvoisesti 50 % päällekkäisiä viereisten segmenttien kanssa. [36.]



Kuva 15. Vasemmalla Hamming-ikkunan muoto aikatasossa. Oikealla ikkunan vaikutus signaaliin taajuustasossa. [37.]

3.4.2 Hengitystaajuus

Hengitystaajuuden (Respiration Rate, RR) määrittämiseen on monia erilaisia menetelmiä. Taajuus voidaan löytää esimerkiksi tutkimalla hengityssignaalin aallonmuotoa. Tällöin yleensä etsitään paikallisia huippukohtia, jotka täyttävät tietyt ehdot. Huiput eivät esimerkiksi saa sijaita liian lähellä toisia, tai huipun arvon on ylitettävä tietty kynnysarvo ennen kuin se määritellään huipuksi ja lasketaan hengitykseksi. Toinen yleisesti käytetty tapa hyödyntää signaalin taajuusanalyysia (usein Fourier-muunnos), joka avulla voidaan nähdä taajuus ja siinä tapahtuvat muutokset ajan suhteen. Pelkästään kynnysarvoa käyttävät menetelmät ovat tavallisen hengityksen kohdalla hyviä, mutta jos signaali sisältää runsaasti kohinaa tai jos hengitys on muuten jotenkin erikoista, voi olla järkevää käyttää jotain muuta menetelmää. [38.]

Tässä työssä hengitystaajuuden määrittämiseen käytettiin taajuusanalyysia. Koska hengitystaajuus muuttuu yön aikana moneen kertaan, määritettiin ensin spectrogram-funktion avulla signaalin sisältämä hengitystaajuus 30 sekunnin jaksoissa. Segmenttien määräävä taajuus määriteltiin kyseisen jakson hengitystaajuudeksi. Segmenttien määräävät taajuudet yhdistettiin jatkuvaksi hengitystaajuudeksi kahden minuutin liukuvan keskiarvon laskemisen avulla. Muodostettujen signaalien väliset erotukset (Δ) laskettiin ja niiden avulla määräytyi ΔRR eli hengitystaajuuksien välinen ero.

Tähän menetelmään päädyttiin sen takia, että se on riippumattomampi mittausasennosta ja siten tässä tapauksessa luotettavampi mittari hengityksen tunnistamiseen kuin pelkkään huippujen tunnistamiseen pohjautuva menetelmä.

3.4.3 Vaihelukitusarvo

Vertailtavana olevien signaalien luonteiden erilaisuudesta johtuen haluttiin signaalien analysointia ajatellen käyttää myös sellaista menetelmää, jonka avulla signaalien välitöntä vaihe-eroa voitaisiin arvioida. Siihen tarkoitukseen sopiva menetelmä on vaihelukitusarvon (PLV) laskeminen. Vaihelukituksen laskemista käytetään yleisesti biosignaalien analysointiin, erityisesti aivoalueiden synkroniaan ja neurofysiologiaan (EEG) liittyvissä sovelluksissa. [39; 40.]

Jokaisella periodisella biosignaalilla on oma ajan suhteen muuttuva vaihe (ϕ). Kahden signaalin välistä yhteneväisyyttä voidaan tutkia hengitystaajuuden analysoinnin lisäksi tutkimalla niiden hengityskäyrien vaiheiden yhtäaikaaisuutta eli synkroniaa. PLV ei huomioi signaalien amplitudeja, vaan määrittää ainoastaan signaalien vaiheiden välisen eron ja vielä tarkemmin, kuinka vakaana tuo ero pysyy. Vaiheiden lukittumisella tarkoitetaan tässä tapauksessa tuota signaalien vaiheiden välistä eroa. Jos kahden signaalin vaiheet ovat toisiinsa lukittuneita, pysyy vaiheiden välinen ero stabiilina. PLV:n laskemisen avulla voidaan arvioida keskimääräisen vaihe-eron absoluuttinen arvo ja se määritellään kompleksina yksikkövektorina. Kompleksimuotoiset arvot eivät ole kuitenkaan kovin käytännöllisiä, joten varsinainen vaihelukitusarvo normalisoidaan siten, että arvo on aina joko 0, 1 tai jotain siltä väliltä. [41; 42.]

Jokaisen signaalin voidaan laskennallisesti katsoa muodostuvan usean eri taajuisen signaalin summasta. Vaihelukitusarvoa laskiessa on tärkeää suodattaa signaalit tarkasti kapealle taajuuskaistalle haluttujen signaalien erottumisen parantamiseksi. Signaalien

vaiheiden arvojen erotuksesta ($\Delta\phi$) muodostetaan niiden vaiheiden välinen lukitusarvo. Jos signaalit nousevat ja laskevat samanaikaisesti tai tietyn ajan sisällä, pysyy $\Delta\phi$ vakiona signaalien välillä. Jos signaalien välillä ei ole yhteyttä, vaihtelee $\Delta\phi$ satunnaisesti. Jos kahden signaalin vaiheet ovat vahvasti toisiinsa lukittuneita, PLV-arvo lähestyy yhtä. Jos taas signaalit ovat toisistaan riippumattomia, lähestyy PLV-arvo nollaa. [39; 41.]

Ennen kuin signaalien välinen vaihelukitusarvo voidaan laskea, pitää signaalit muuntaa kompleksilukumuotoon. PLV:n laskemisen yhteydessä tämä muunnosoperaatio tehtiin *Hilbertin muunnoksen (Hilbert Transform)* avulla. Muunnoksen tuloksena syntyneitä signaalia kutsutaan *analyttiseksi signaaliksi* (s_a). Analyttisen signaalin avulla voidaan laskea signaalin jokaisen näytteen senhetkinen amplitudi (A) ja vaihe (ϕ). Analyttisen signaalin ajan suhteen (t) muuttuva oikea osa $s(t)$ edustaa signaalia ja imaginaariosa $\hat{s}(t)$ signaalille tehtyä Hilbertin muunnosta (kaava 5): [27; 39; 43.]

$$s_a = s(t) + j\hat{s}(t) = A(t) \cdot e^{j\phi(t)} \quad (5)$$

Analyttisen signaalin avulla voidaan laskea signaalin välitön vaihe (kaava 6): [43.]

$$\phi(t) = \arctan\left(\frac{\hat{s}(t)}{s(t)}\right) \quad (6)$$

Vaiheiden synkronian analysoiminen perustuu vaihelukitusarvojen tilastolliseen arviointiin mittaamalla vaihe-eron $\Delta\phi$ pysyvyyttä (kaava 5): [43.]

$$\Delta\phi(t) = \phi_1(t) - \phi_2(t) \quad (7)$$

Vaihelukitusarvo PLV lasketaan määrättyssä aikaikkunassa, jonka pituus on N (kaava 8): [43.]

$$PLV = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N e^{j\Delta\phi(k)} \quad (8)$$

3.4.4 Vaihelukitusarvojen tilastollinen analyysi

Pelkkien yksittäisten PLV-arvojen perusteella ei vielä voi varmasti sanoa vaihelukituksen pysyvyydestä kovin paljoa, koska sen tilastollinen merkittävyys ei liity sen todelliseen

arvoon. Yksi keino analysoida vaihelukitusarvojen tilastollista merkitsevyyttä on käyttää surrogaatti-, eli korvaavia arvoja niiden tilastolliseen testaamiseen. Menetelmässä verrataan alkuperäisestä signaalista laskettuja PLV-arvoja keinotekoisesti muodostettujen signaalien PLV-arvoihin. Menetelmää kutsutaan nimellä Phase-locking statistics (PLS). PLS mittaa vaiheiden kovarianssin merkitsevyyttä. [40.]

PLS-menetelmässä kriittinen osa prosessia on käytettävän ikkunan pituuden valinta. Jos valitsee liian lyhyen ikkunan, on tuloksena erittäin liberaali (eli matala) kynnysarvo, koska kaikki signaalin sisältämät ajalliset rakenteet häviävät. Äärimmäinen esimerkki tästä on, kun valitsee yhden näytteen pituisen ikkunan. Tällöin signaalin vaihe vaihtelee ikkunasta toiseen satunnaisesti, eikä se sisällä mitään ajallisia rakenteita. Myöskään liian pitkä ikkuna ei ole sopiva, koska hengityssignaali on hidas ja korvaavat PLV-arvot olisivat korkeita. EEG-tutkimuksissa tämä ei ole ongelma, koska EEG-signaalit ovat luonteeltaan vaihtelevaa. Hengityssignaali on kuitenkin varsinkin hiljaisen unen aikana lähes sinimuotoista aaltoa, joten sellaisen ikkunapituuden valitseminen, joka on monikertainen hengityssykliin verrattuna tuottaa merkitsevän vaihelukitusarvon. [26.]

Tämän työn osalta ikkunan pituus valikoitui kokeilemalla. Ensin jokainen alkuperäisen signaalin 30 sekunnin pituinen segmentti jaettiin lyhyempiin osiin, jotka tässä tapauksessa olivat 1,5 ja 3 sekunnin pituisia. Yhdestä alkuperäisen signaalin 30 sekunnin segmentistä muodostettiin siten joko 20 kappaletta 1,5 sekunnin pituisia tai 10 kappaletta 3 sekunnin pituisia pätkiä. Kokeilulaskujen perusteella eri pituisten ikkunoiden välillä ei ollut merkittäviä eroja. Paremman luotettavuuden saavuttamiseksi päädyttiin valitsemaan lyhyempi, eli 1,5 sekunnin pituinen, ikkuna.

Sen jälkeen nämä lyhyet signaalinosat, ikkunat, sekoitettiin satunnaiseen järjestykseen ja niistä muodostettiin "uusi" kokonainen 30 sekuntia pitkä segmentti, joka sisälsi alkuperäisen segmentin ominaisuudet. Osien sekoittamista ja uudelleen järjestämistä kutsutaan myös nimellä permutaatio. Sen jälkeen laskettiin näin muodostettujen "uusien" signaalien vaihelukitusarvo. Permutaatio sekä PLV-arvojen laskeminen toistettiin 100 kertaa, joten korvaavat vaihelukitusarvot laskettiin siten 100 erilaiselle signaaliparille. Näin lasketuista 100:sta surrogaatti-PLV-arvosta muodostui kyseisen segmentin kynnysarvo, johon alkuperäistä PLV-arvoa verrattiin. Jos alkuperäinen PLV-arvo oli korkeampi kuin 99 % surrogaattiarvoista, kyseisen segmentin vaihelukitusarvon katsottiin olevan tilastollisesti merkitsevä, p-arvon ollessa tällöin $< 0,01$. [40; 44.]

3.4.5 Asennon määrittäminen

Asennon määrittäminen tehtiin käsittelemättömän kiihtyvyyssdatan perusteella siten, että x-akselin kiihtyvyys jaettiin y- ja z-akselien kiihtyvyyden neliöiden summan neliöjuurella (kaava 7): [45.]

$$Pitch = \alpha = \arctan \frac{A_{x1}}{\sqrt{(A_{y1})^2 + (A_{z1})^2}} \quad (9)$$

3.4.6 Signaali-kohina-suhde

Signaalin laatua voidaan mitata signaalin voimakkuuden ja sen sisältämän kohinan voimakkuuden suhteen avulla. Signaali-kohina-suhdetta (SNR) laskettaessa verrataan signaalin voimakkuutta kohinan voimakkuuteen. SNR-lukema ilmoitetaan useimmiten desibeleinä (dB). Korkeampi lukema tarkoittaa parempaa signaalia. Jos esimerkiksi signaali-kohina-suhdeluku on 100 dB, on haluttu signaali 100 dB voimakkaampaa kuin koko signaalin sisältämä kohina.

Tässä työssä SNR laskettiin siten, että signaali jaettiin 30 sekunnin osiin eli segmentteihin, joiden osalta laskettiin määräävä hengitystaajuus. Määräävän taajuuden molemmilla puolilla sijaitsevat taajuusalueet laskettiin mukaan signaalin voimakkuuteen. Signaalin sisältämän kohinan voimakkuus laskettiin vähentämällä segmentin kokonaisvoimakkuudesta signaalin voimakkuus, minkä jälkeen laskettiin signaalin ja kohinan suhde kaavassa 10, jossa signaalin voimakkuus on P_{signal} , ja kohinan voimakkuus on P_{noise} .

$$SNR (dB) = 20 \log_{10} \left(\frac{P_{\text{signal}}}{P_{\text{noise}}} \right) \quad (10)$$

4 Tulokset

Koemittauksia tehtiin Movesense-anturin ja Emfit-patjan avulla. Mittausten perusteella selvisi, että valmistajan ilmoittama keräystaajuus ei ollutkaan Movesensen osalta täysin tarkasti se, mitä luvattiin. Signaalien kohdistaminen oli tämän johdosta aluksi kovin hankalaa. Signaalien kohdistamista yritettiin ensin tehdä siten, että ensiksi tallennettujen tiedostojen aikaleimojen erotuksen perusteella etsittiin niiden aloitushetki. Sen jälkeen koi-tettiin saada mittauksen aluksi signaaleihin tehdyt liikeartefaktit osumaan kohdalleen. Kohdistaminen ei kuitenkaan onnistunut kovin hyvin, kun aluksi artefaktit osuivat kohdal-leen, mutta loppua kohti eroa tuli koko ajan enemmän. Tämä havainto johti epäilemään ilmoitettujen keräystaajuuksien luotettavuutta.

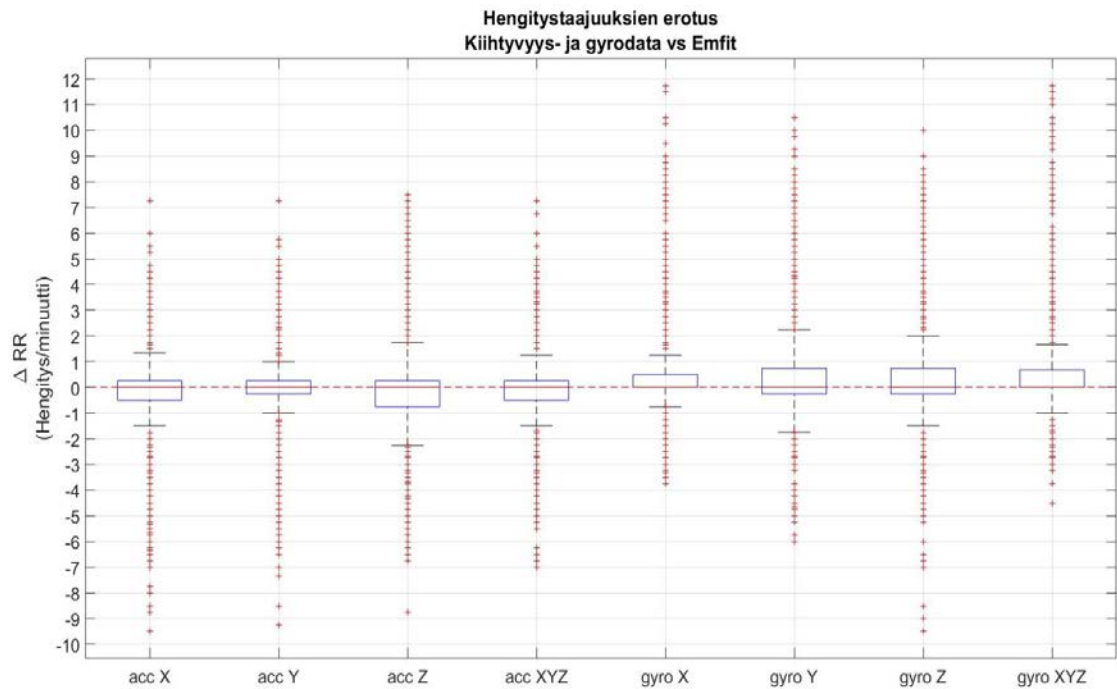
Movesensen todellinen keräystaajuus selvitettiin tekemällä viisi kappaletta viiden minuut-tin pituisia tarkistusmittauksia, joiden kesto mitattiin tarkasti sekuntikellon avulla. Sen jäl-keen signaalien näytteiden määrä jaettiin mittauksen kestolla, eli 300 sekunnilla. Näiden viiden mittauksen keräystaajuuksien keskiarvo oli 12,83 Hz, ja tätä arvoa käytettiin kaik-kien Movesense-signaalien käsittelyssä. Emfitin osalta keräystaajuus laskettiin samalla tavalla ja tulokseksi saatiin 50 Hz, mikä oli sama kuin valmistajan ilmoittama.

Koemittausten perusteella määräytyi myös käytetyn suodattimen arvot. Arvojen valin-taan vaikutti eri arvojen kokeilujen lisäksi aiheeseen liittyvät tutkimukset. Valituksi tulivat sellaiset arvot, joiden avulla signaalin muoto oli kauniin pyöreä ja selkeä. Suodattimen tyyppiä valittiin IIR Butterworth -suodattimet. Ylipäästösuodattimen leikkauspisteeksi va-littiin 0,1 Hz ja alipäästösuodattimen leikkauspisteeksi 0,4 Hz. Molempien suodatinten asteluku oli 4.

Puhtaiden akselisuuntien lisäksi vertailtavana oli erilaisia summamuuttujia, jotka muo-dostettiin erilaisista kiihtyvyysanturin ja gyroskoopin akseleiden yhdistelmästä. Mukana vertailussa olivat myös sellaiset yhdistelmät, jotka muodostettiin yhdistämällä molem-mista sensoreista x-, y- ja z-akselit. Lisäksi kiihtyvyys-signaalista muodostettiin Euklidi-nen normi, eli yhteenlaskettu vektorien summa. Yhdistelmiä muodostui siten 51 erilaista. Yhdistelmien tulokset eivät kuitenkaan nousseet paremmiksi kuin puhtaiden kiihtyvyys-sensorin ja gyroskoopin akselisuuntien tulokset.

4.1 Hengitystaajuus

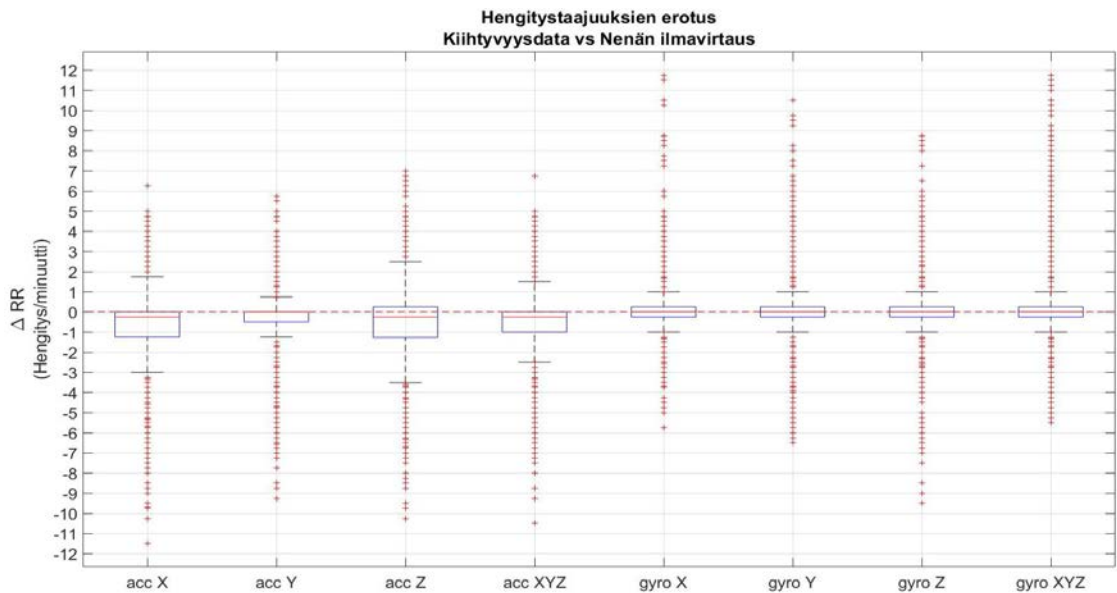
Tulokset hengitystaajuuden osalta olivat kauttaaltaan hyviä. Näistä tuloksista on jätetty pois edellä mainitut summamuuttujat, sillä niiden vertailu muihin mittareihin ei tuottanut parempia tuloksia kuin kiihtyvyssensorin ja gyroskoopin x-, y- tai z-akseleihin, tai niistä muodostettuihin muuttujiin.



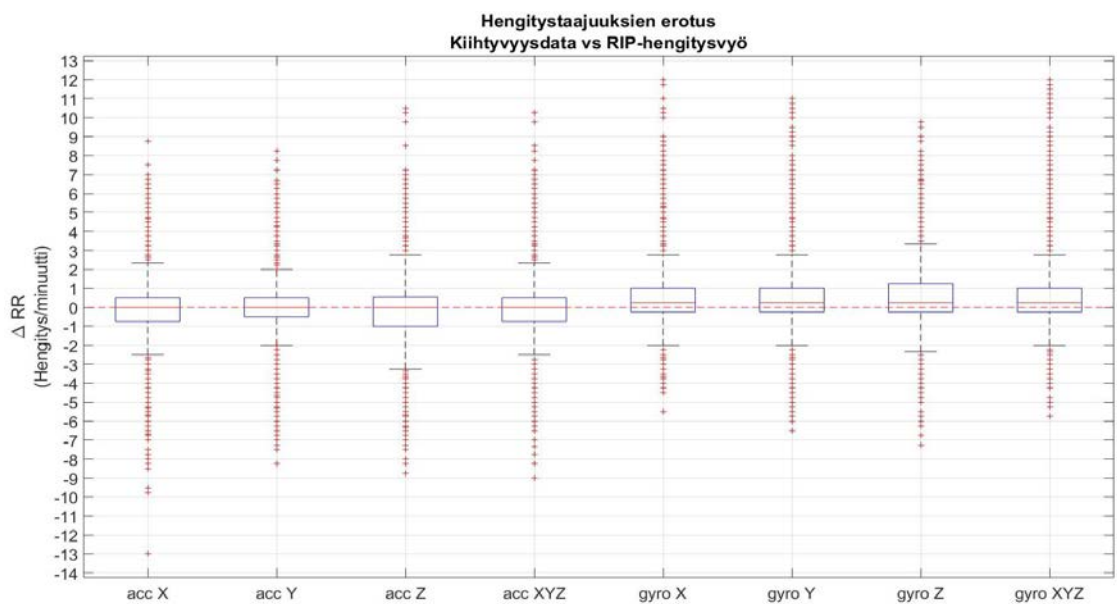
Kuva 16. Erot hengitystaajuudessa kiihtyvyys- ja gyroskooppidatan sekä Emfit-patjasignaalin välillä. Acc xyz ja gyro xyz ovat summamuuttujia. Kaikkien vertailusignaalien ero Emfitin signaaliin oli suurimman osan ajasta alle yksi, mediaanin ollessa nollan kohdalla (punainen viiva).

Erot eri mittareiden ja Movesensen hengitystaajuuksien (ΔRR) välillä olivat varsinkin hiljaisen unen aikana alle 1 hengitystä/minuutti, mediaanin ollessa nolla. Eroja kuitenkin löytyi. Esimerkiksi Emfit-patjan signaaliin verrattuna pienimmät erot syntyivät kiihtyvyssensorin y-akselin kanssa (kuva 16).

Nenän ilmvirtaussignaaliin verrattuna parhaat tulokset saatiin eri gyroskoopin akselilta, kun taas kiihtyvyssignaalien tulokset olivat kokonaisuudessaan hieman matalammat kuin vertailtavan ilmvirtasignaalin (kuva 17). Gyroskoopin kaikkien akselien hengitystaajuus oli noin puolet ajasta sama kuin vertailumittarissa.



Kuva 17. Erot hengitystaajuudessa kiihtyvyys- ja gyroskooppidatan sekä nenän ilmapvirtaustiedon välillä. Gyroskoopin signaalien tulokset olivat lähempänä vertailumittaria kuin kiihtyvyyssensorin signaalit.



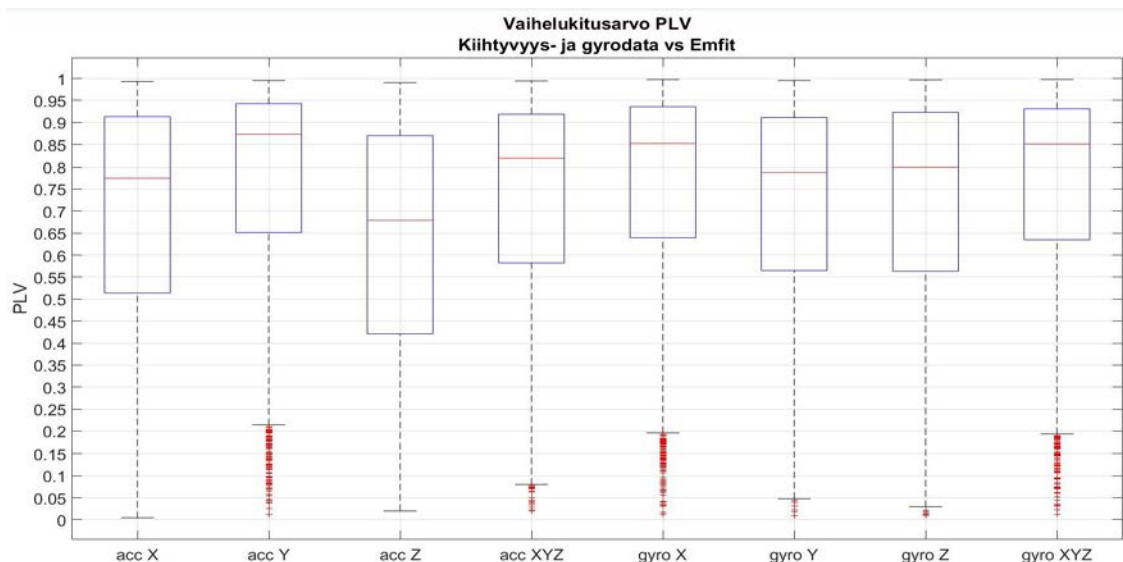
Kuva 18. Erot hengitystaajuudessa kiihtyvyys- ja gyroskooppidatan sekä RIP-hengitysvyön signaalien välillä. Parhaat tulokset saatiin y-akselin kiihtyvyyssignaalista sekä summamuuttujasta.

RIP-hengitysvyöhön verrattuna parhaat tulokset saatiin y-kiihtyvyyssignaalista sekä yhdistetystä kiihtyvyyssensorin x-, y- ja z-summamuuttujasta (kuva 18). Erot olivat kuitenkin hieman suurempia kuin muiden vertailumittareiden tuloksissa, mediaanin ollessa tässäkin tapauksessa nolla. Kaikissa tapauksissa hengitystaajuus seurasi vertai-

lumittaria pääosin erittäin hyvin. Oli ennalta arvattavaa, että nukkujan liikkuaessa esimerkiksi asennon vaihtamisen yhteydessä hengitystaajuuksien erot kasvavat ja tulosten perusteella näin todella on. Gyroskoopin osalta tulokset olivat hieman korkeampia kuin hengitysvyön vastaavat.

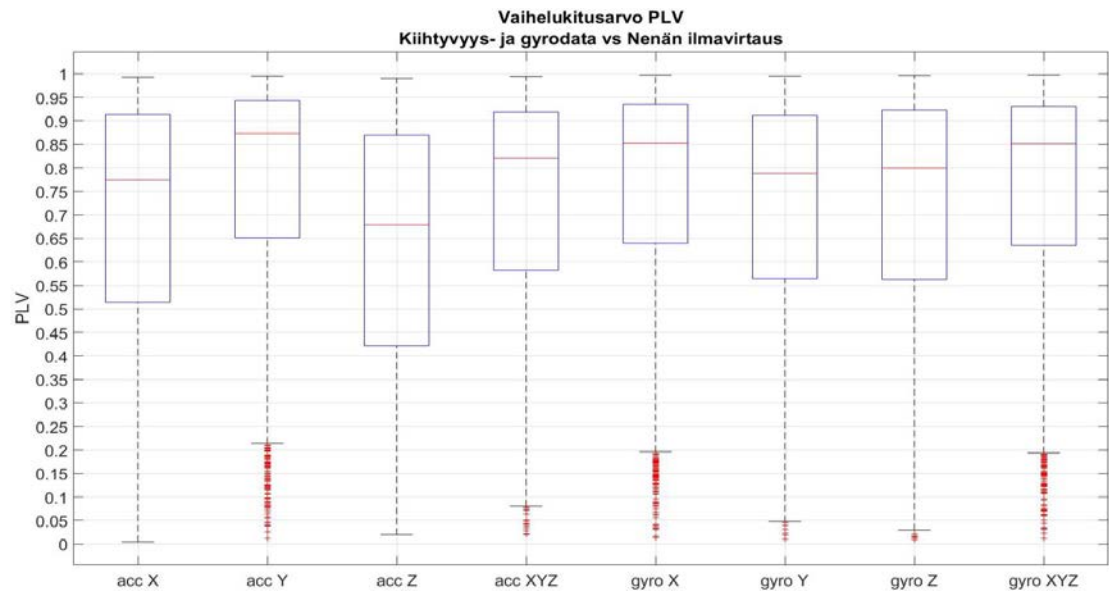
4.2 Vaihelukitusarvo

Vaihelukitusarvon osalta tulokset olivat kauttaaltaan hyviä tai melko hyviä. Hyviä tuloksia saatiin vertailtaessa kiihtyvyyss- ja gyroskooppidataa Emfit-signaaliin sekä nenän ilmavirtaussignaaliin. Kaikissa tapauksissa parhaat tulokset vertailtavien signaalien kanssa saatiin y-kiihtyvyyssignaalin kanssa. Gyroskoopin ja patjasignaalin vaiheiden synkronia oli kakkien parametrien osalta tasaisesti hyvää, kun taas kiihtyvyyssensorin osalta oli suurempia eroja eri akselisuuntien välillä.



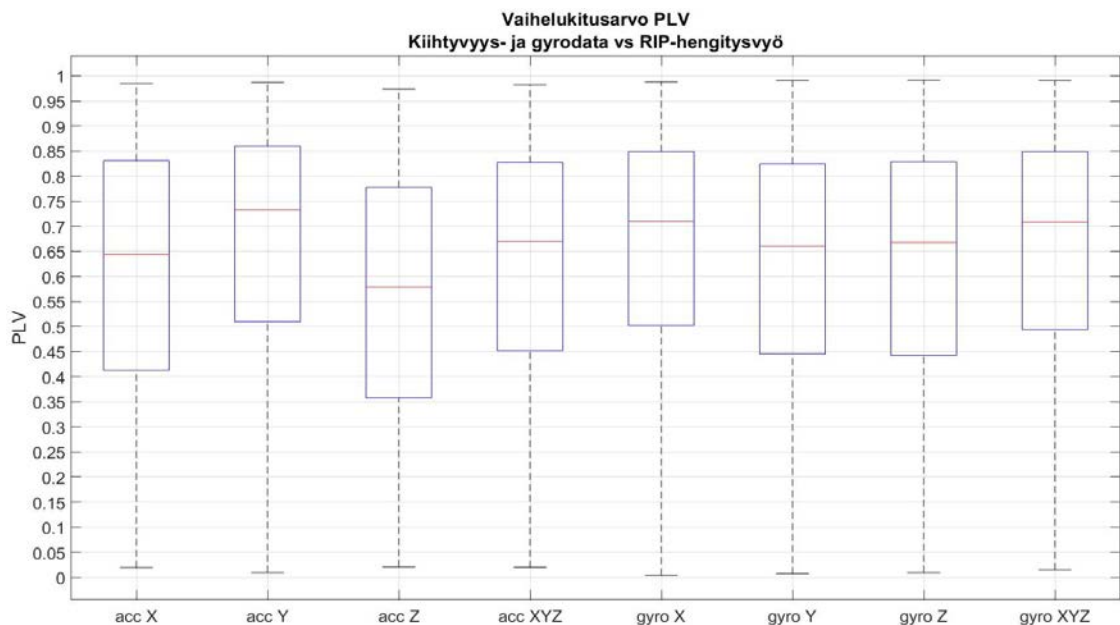
Kuva 19. Kiihtyvyyss- ja gyroskooppidatan vaihelukitusarvot verrattuna Emfit-patjasignaaliin. Tulokset ovat kauttaaltaan melko korkeita.

Emfit-patjasignaaliin ja (kuva 19) Movesensen vaihelukitus arvot olivat melko korkeita, mikä osoittaa vaiheiden lukituksen pysyvyyttä signaalien välillä. Tuloksissa on myös jonkin verran poikkeavia arvoja, jotka oletettavasti johtuvat pääosin kevyemmästä unesta asentojen vaihtamisen yhteydessä. Poikkeavia arvoja esiintyi Emfit-signaalin sekä nenän ilmavirtaussignaalin vaiheiden vertaamisessa eniten kiihtyvyyss y-akselin, gyroskoopin x-akselin sekä gyroskoopin summamuuttujan yhteydessä.



Kuva 20. Kiihtyvyyss- ja gyroskooppidatan vaihelukitusarvot verrattuna nenän ilmvirtaussignaaliin. Myös tämän vertailun tulokset ovat kauttaaltaan melko hyviä.

Nenän ilmvirtaussignaalin vaiheiden vertailussa tulokset olivat hyvin samankaltaisia kuin Emfit-signaalin kanssa. Tasot olivat yhtä korkealla, mikä osoittaa melko selvää vaiheiden lukittumista. Toisaalta tässäkin tapauksessa poikkeavia arvoja esiintyi joidenkin parametrien kohdalla melko paljon.

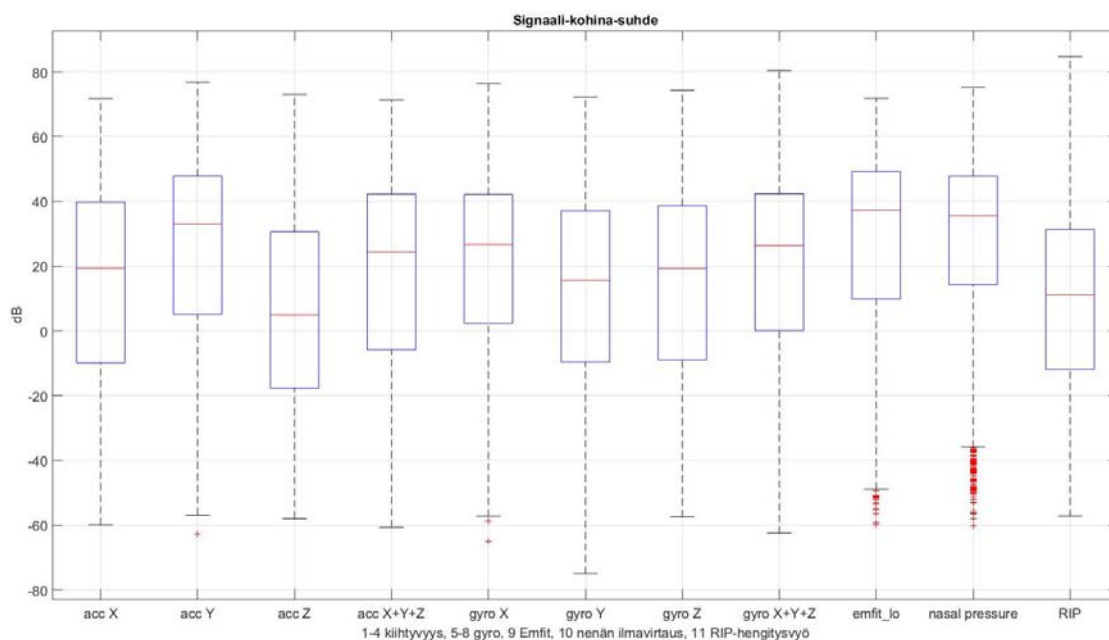


Kuva 21. Kiihtyvyyss- ja gyroskooppidatan vaihelukitusarvot verrattuna RIP-hengitysvyön signaaliin. Tulokset eivät ole aivan yhtä korkeita kuin muiden vertailtavien mittareiden kanssa.

RIP-hengitysvyön ja Movesense-anturin vaihelukitusarvot olivat yleisesti hieman matalampia kuin muiden laitteiden kanssa. Näiden tulosten perusteella ei voi täysin varmasti sanoa vaiheiden olevan lukittuneita, sillä arvot ovat selkeästi vaihtelevampia ja lähempänä puolta kuin yhtä.

4.3 Signaali-kohina-suhde

Signaali-kohina-suhteen osalta tulokset osoittavat, että Emfit-patjasignaalin ja nenän ilmavirtaussignaalin signaalitaso on parempi kuin muissa vertailun mittareissa. Lähelle samaa tasoa päästiin kiihtyvyyden y-signaalin osalta, muiden ollessa matalampia. Lähes kaikkien Movesense-anturin parametrien signaalitaso oli hieman parempi kuin RIP-hengitysvyön. Kohinan voimakkuus kasvoi tässäkin tapauksessa liikkumisen yhteydessä.



Kuva 22. Kaikkien mittalaitteiden signaali-kohina-suhteen (SNR) tulokset. Paras suhde saatiin Emfit-patjan sekä nenän ilmavirtauksen signaalien osalta. Kiihtyvyyssanturin z-signaalin SNR oli kaikista parametreista matalin.

4.4 Vaihelukitusarvojen tilastollinen merkitsevyys

Vaihelukitusarvojen tilastollisen merkitsevyyden näkee hyvin liitteessä kaksi esiteltävistä analyysikuvista, joissa tilastollinen merkitsevyys on alin kuvaajista. Kuvaajassa sininen

viiva edustaa merkitseviä PLV-segmenttejä ja punainen viiva ei-merkitseviä segmenttejä. Merkitseviä segmenttejä oli suhteellisesti erittäin suuri osuus kaikista. Asentojen vaihtamisen yhteydessä liikkuminen tarkoitti monessa tapauksessa huonompia PLV-arvoja ja tämän johdosta kyseisen segmentin merkitsevyyden vähenemistä.

Taulukko 2. Eri Movesense-parametrien merkitsevien ($p=0,01$) PLV-arvojen suhteellinen osuus kaikista mittauksen PLV-arvoista muihin mittareihin verrattuna. Acc xyz ja gyro xyz ovat kiihtyvyyssensorin ja gyroskoopin akselien summamuuttujia.

Mittaus 1	Emfit (960 segmenttiä)	Nenän ilmvirtaus (960 segmenttiä)	RIP-hengitysvyö (960 segmenttiä)
Parametri	Merkitsevä PLV (%)	Merkitsevä PLV (%)	Merkitsevä PLV (%)
acc x	82,6	84,4	70,1
acc y	87,9	87,3	75,3
acc z	57,1	57,8	49,7
acc xyz	80,6	82,4	68,0
gyro x	86,2	86,2	75,1
gyro y	81,6	83,7	68,4
gyro z	85,2	84,8	72,4
gyro xyz	85,7	86,7	74,1
Mittaus 2	(458 segmenttiä)		
acc x	81,2	78,4	74,2
acc y	83,2	84,3	81,9
acc z	50,0	51,5	45,9
acc xyz	81,0	78,8	76,0
gyro x	78,6	85,8	76,0
gyro y	74,9	77,5	71,4
gyro z	70,7	69,2	60,5
gyro xyz	77,1	78,0	72,7
Mittaus 3	(960 segmenttiä)		
acc x	77,2	76,9	72,2
acc y	84,1	86,0	78,9
acc z	80,6	81,5	73,1
acc xyz	79,3	80,5	71,2
gyro x	82,3	84,1	77,9
gyro y	82,2	83,2	76,8
gyro z	84,8	85,5	77,0
gyro xyz	85,9	86,6	78,3
Mittaus 4	(960 segmenttiä)		
acc x	76,9	75,8	70,7
acc y	90,7	91,8	84,6
acc z	90,4	90,0	80,9
acc xyz	90,2	91,9	84,0
gyro x	95,1	95,8	88,4
gyro y	89,0	88,4	79,3
gyro z	87,2	88,3	78,8
gyro xyz	94,8	97,1	89,4

Edeltävässä taulukossa (taulukossa 2) on laskettu jokaisen parametrin osalta merkitsevien segmenttien suhteellinen osuus kaikista segmenteistä. Analyysiin valittiin 75 näytteen pituiset ikkunat ja 99 %:n merkitsevyystaso ($p=0,01$), jonka perusteella tulokset eivät ole voineet syntyä sattumalta. Signaalien kohdistaminen vaikuttaa suuresti vaihelukituksen laskemiseen. Tästä johtuen tuloksissa on eroja. Kaiken kaikkiaan lukemat ovat melko hyviä.

5 Yhteenveto

Tulosten perusteella voi päätellä, että Movesense-anturin avulla pystyy melko luotettavasti tarkkailemaan hengitystä. Etukäteenkin oli arvattavissa, että koska Movesense mittaa liikettä, nukkujan liikkeet lisäisivät eroja taajuuksissa. Muilta osin Movesense seurasi muiden mittareiden hengitystaajuutta erittäin hyvin. Nukkumisasentojen vaikutusta ΔRR :n ei tämän tutkimuksen perusteella voi selkeästi sanoa, mutta ΔRR pysyi lähellä nollaa eri nukkumisasennoissa. Hengitystaajuuksien erot olivat syvän- ja REM-unen kohdalla melko lähellä nollaa. Suurimmat erot syntyivät jo etukäteenkin oletetusti tutkitavan liikkuesssa.

Vaihelukitusarvojen korkea taso osoittaa, että signaalien välillä oli melko selkeää synkroniaa. Varsinkin Emfit-patjan ja nenän ilmapirtauksen kanssa Movesensen vaiheiden samanaikaisuus oli hyvällä tasolla. PLV pysyi korkealla varsinkin hiljaisen unen aikana. Nukkujan liikkuminen asentojen vaihdon yhteydessä heikensi myös vaihelukitusarvoja.

Liitteessä kaksi esitellään neljästä mittauksesta tehdyt analyysikuvat. Ylimpänä kuvissa näkyy käsittelemätön kiihtyvyyssignaali. Sen alla kiihtyvyyssidan perusteella on määriteltä vartalon kallistus. Kolmannessa kuvaajassa näkyy hengitystaajuuden kulku ajan suhteen ja siitä näkee kohdat, joissa erot hengitystaajuuksissa kasvavat. Alimmassa kuvaajassa näkyvät vaihelukitusarvot ajan suhteen. Sinisellä on merkitty merkitsevät segmentit ja punaisella ei-merkitsevät. Asentojen merkitys ei analysoinnin perusteella ollut kovin suuri. Jotta voisi sanoa tarkemmin asennoista ja niiden vaikutuksesta, asiaa pitäisi tutkia lisää.

Movesense-anturin näytteenottotaajuus poikkesi ilmoitetuista luvuista, mikä tuli pienenä yllätyksenä. Signaalien kohdistaminen oli aluksi sen takia melko hankalaa. Kohdistaminen on merkittävässä osassa analyysin osa-alueilla, joten siihen oli syytä keskittyä huo-

lella luotettavan analyysin aikaansaamiseksi. Anturin luotettavuus oli vielä kehitysvaiheessa, sillä mittausten yhteydessä sensorit saattoivat sammua itsestään. Yhden koko yön kestävä mittausten kohdalla anturin ja mobiililaitteen yhteydenpito oli epäluotettavaa, mikä johti katkoksiin datan tallennuksessa.

Projekti oli mielenkiintoinen ja haastava. Varsinkin aluksi termien opetteleminen suomeksi ja englanniksi tuotti pientä päänvaivaa. HUSin puolelta tarjottiin runsaasti apua, mikä olikin ehdoton edellytys projektin onnistumiselle ja yhteistyö unitutkimusta toteuttavien hoitajien sekä muun henkilöstön kanssa sujui hyvin. Tutustuminen laajaan unitutkimukseen ja unilaboratorion toimintaan oli kiinnostavaa.

Lähteet

- 1 Emfit QS - Quantified Sleep. 2018. Verkkoaineisto. Emfit Oy.
< <https://www.emfit.com/sleep-monitor-heart-rate-variability> >. Luettu 21.2.2018.
- 2 Tarullo Amanda R., Balsam Peter D., Fifer William P. 2011. Sleep and infant learning. Verkkoaineisto. < doi:10.1002/icd.685 >. Luettu 30.11.2017.
- 3 Tausta. BABA Center. 2017. Verkkoaineisto. < <http://www.babacenter.fi/tausta> >. Luettu 30.11.2017.
- 4 Bjälle J, Mannila K, Oikarinen L. 1999. Ihminen: fysiologia ja anatomia. Porvoo: WSOY.
- 5 Respiratory rate. 2017. Wikipedia. Verkkoaineisto. <https://en.wikipedia.org/wiki/Respiratory_rate >. Luettu 11.1.2018.
- 6 Reinvuo T, Hannula M, Sorvoja H, Alasaarela E, Myllylä R. 2006. Verkkoaineisto. Measurement of Respiratory Rate with High-Resolution Accelerometer and EMFit Pressure Sensor < doi:10.1109/SAS.2006.1634270 >. Luettu 25.1.2018.
- 7 Unettomuuden määritelmä ja diagnoosikoodit. Duodecim. 2008. Verkkoaineisto. <<http://www.kaypahoito.fi/web/kh/suositukset/suositus?id=nix01066>>. Luettu 23.3.2018
- 8 Kramme R., Hoffmann K-P. ja Pozos R. 2011. Handbook of Medical Technology. Berlin Heidelberg: Springer.
- 9 Unenaikaiset tutkimukset. HUS. Verkkoaineisto.
< <http://www.hus.fi/sairaanhoito/kuvantaminen-ja-fysiologia/tietoa-tutkimuksista/Unenaikaiset-tutkimukset/Sivut/default.aspx> >. Luettu 20.11.2017.
- 10 Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events. AASM. 2016. Version 2.3.
- 11 Polysomnography (sleep study). Mayo Clinic. 2014. Verkkoaineisto.
< <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/polysomnography/basics/what-you-can-expect/prc-20013229> >. Luettu 25.11.2017.
- 12 Polysomnography. eMedicine. 2016. Verkkoaineisto.
< <https://emedicine.medscape.com/article/1188764-overview#a1> >. Luettu 28.11.2017.
- 13 Hishkowitz M, Kryger M. 2011. Monitoring Techniques for Evaluating Suspected Sleep-Disordered Breathing. <doi.org/10.1016/B978-1-4160-6645-3.00142-0>. Luettu 24.1.2018.

- 14 Pletysmografia. Finto. 2015. Verkkoaineisto. <<http://finto.fi/mesh/fi/page/D010991>>. Luettu 22.3.2018.
- 15 Inductance. Wikipedia. 2018. <<https://en.wikipedia.org/wiki/Inductance>>. Luettu 24.2.2018.
- 16 Kingman P, Mehra R. 2009. Evaluation and Monitoring of Respiratory Function. <<https://doi.org/10.1016/B978-0-7506-7584-0.00014-8>>. Luettu 25.2.2018.
- 17 About Us. Emfit Oy. <<https://www.emfit.com/about/>>. Luettu 21.1.2018.
- 18 Plain Emfit film. Emfit Oy. <<https://www.emfit.com/electroactive-ferroelectret-film>>. Luettu 23.1.2018.
- 19 L-series sensor. Emfit Oy. <<https://www.emfit.com/l-series-sensors/>>. Luettu 24.2.2018.
- 20 Suunto. Wikipedia. 2017. Verkkoaineisto. <<https://en.wikipedia.org/wiki/Suunto>>. Luettu 21.11.2017.
- 21 Movesense Sensor Datasheet. Movesense. <https://www.movesense.com/wp-content/uploads/2017/11/Movesense-Sensor-Datasheet_-20171109.pdf>. Luettu 21.11.2017.
- 22 nRF52832. Nordic Semiconductor. <<https://www.nordicsemi.com/eng/Products/Bluetooth-low-energy/nRF52832>>. Luettu 24.2.2018.
- 23 Huttunen H. 2005. Signaalinkäsittelyn menetelmät. Opetusmoniste. Tampere. <<http://cna.mamk.fi/public/reijovuohelainen/DigitaalinenSignaalinkäsittely/Signaalink%C3%A4sittelyn%20menetelm%C3%A4t%20Moniste.pdf>>. Luettu 21.1.2018.
- 24 Nyquist-Shannon sampling theorem. Wikipedia. Verkkoaineisto. <https://en.wikipedia.org/wiki/Nyquist%E2%80%93Shannon_sampling_theorem> Luettu 22.2.2018.
- 25 Lyons R. 2001. Understanding Digital Signal Processing. Addison Wesley.
- 26 Sähköpostikeskustelu. Anton Tokariev. 12.4.2018.
- 27 Hilbert transform. Wikipedia. 2018. Verkkoaineisto. <https://en.wikipedia.org/wiki/Hilbert_transform>. Luettu 22.3.2018.
- 28 Proakis J, Manolakis D. 1996. Digital Signal Processing: Principles, Algorithms, and Applications. New Jersey: Prentice Hall.

- 29 Huttunen H. Signaalinkäsittelyn sovellukset. 2010. Opetusmoniste. Tampereen teknillinen yliopisto. <https://tutcris.tut.fi/portal/files/1633859/signaalinkasittelyn_sovellukset.pdf>. Luettu 28.2.2018.
- 30 Multirate time domain. Mathworks. <https://www.mathworks.com/help/dsp/ug/multirate_time_domain.gif>. Luettu 22.1.2018.
- 31 An interactive guide to the Fourier transform. Better Explained. 2017. <<https://betterexplained.com/articles/an-interactive-guide-to-the-fourier-transform/>>. Luettu 22.3.2018.
- 32 Fast Fourier transform. Wikipedia. 2017. Verkkoaineisto. <https://en.wikipedia.org/wiki/Fast_Fourier_transform>. Luettu 22.1.2018.
- 33 Continuous-Time Fourier Transform. New Jersey Institute of Technology. 2017. Verkkoaineisto. <[https://web.njit.edu/~akansu/Ch3\(1\)Handouts_3e.pdf](https://web.njit.edu/~akansu/Ch3(1)Handouts_3e.pdf)>. Luettu 12.5.2018
- 34 Short-time Fourier transform. Wikipedia. 2018. Verkkoaineisto. <https://en.wikipedia.org/wiki/Short-time_Fourier_transform>. Luettu 22.3.2018.
- 35 What is the relation between FFT length and frequency resolution? Electrical engineering. 2017. Verkkoaineisto. <<https://electronics.stackexchange.com/questions/12407/what-is-the-relation-between-fft-length-and-frequency-resolution>>. Luettu 22.3.2018.
- 36 Spectrogram. Mathworks. 2018. Verkkoaineisto. <<https://se.mathworks.com/help/signal/ref/spectrogram.html>>. Luettu 22.2.2018.
- 37 The Fourier transform part VIII - Windowing. Mobile Studio. 2017. Verkkoaineisto. <<http://www.themobilestudio.net/the-fourier-transform-part-8>>. Luettu 24.4.2018.
- 38 Bates A., Ling M, Mann J, Arvind D. Respiratory Rate and Flow Waveform Estimation from Tri-axial Accelerometer data. 2010. <DOI 10.1109/BSN.2010.50>. Luettu 22.3.2018.
- 39 Kovacs K. A Biased Look at Phase Locking: Brief Critical Review and Proposed Remedy. 2017. <doi.10.1109/TSP.2017.2711517>. Luettu 15.3.2018.
- 40 Lachaux JP, Rodriguez E, Martinerie J, Varela FJ. Measuring Phase Synchrony in Brain Signals. 1999. Verkkoaineisto. <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10619414>>. Luettu 29.3.2018.
- 41 Aydora S, Pantazis D, Leahy R. A Note on the Phase Locking Value and its Properties. 2013. Verkkoaineisto. <doi:10.1016/j.neuroimage.2013.02.008>. Luettu 2.4.2018.

- 42 Phase Locking Value. Namburi P. 2011. Verkkoaineisto. <<https://praneethnamburi.wordpress.com/2011/08/10/plv/>>. Luettu 26.2.2018.
- 43 Tokariev A, Palmu K, Lano A, Metsäranta M, Vanhatalo T. Phase synchrony in the early preterm EEG: Development of methods for estimating synchrony in both oscillations and events. 2012. Verkkoaineisto. <<https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2011.12.080>>. Luettu 6.3.2018.
- 44 Simões C, Jensen O, Parkkonen L, Hari R. Phase locking between human primary and secondary somatosensory cortices. 2002. Verkkoaineisto. <<https://doi.org/10.1073/pnas.0437944100>>. Luettu 16.3.2018.
- 45 Tilt measurement using a low-g 3-axis accelerometer. STMicroelectronics. 2014. Verkkoaineisto. <http://www.st.com/content/ccc/resource/technical/document/application_note/d2/d6/22/4f/b9/8f/45/59/DM00119046.pdf/files/DM00119046.pdf/jcr:content/translations/en.DM00119046.pdf>. Luettu 24.4.2018.

Liite 1. Matlab-skriptit

```
% funktio signaalin suodattamiseen
function dataOut = filterData(dataIn, fs)
    cofHP = 0.1; % cut-off frequency high-pass
    cofLP = 0.4; % cut-off frequency low-pass
    order = 4; % filter order
    [b,a] = butter(order, cofHP/(fs/2), 'high');
    dataOut = filtfilt(b, a, dataIn); % filter data
    [B,A] = butter(order, cofLP/(fs/2), 'low');
    dataOut = filtfilt(B, A, dataOut);
end

% funktio näytteenottotaajuuden muuttamiseen
function dataOut = reSampleSignal(dataIn, oldFS, newFS)
    [P1, Q1] = rat(newFS/oldFS, 0.0001);
    dataOut = resample(dataIn, P1, Q1);
end

% funktio hengitystaajuuden ja signaali-kohinasuhteen laskemiseen
function [ps, freq, f, signal2noiseRatio] = respRate (dataIn)
    fs = 50; % sampling rate
    nfft = 60 * fs; % length of the FFT
    window = 30 * fs; % window in [seconds * fs =] samples
    overlap = 0 * fs;
    [~,f,~,ps,fc, tc] = spectrogram(dataIn, window, overlap, nfft, fs,
'power');

    for i = 1:size(ps, 2)
        % RR
        [pks(i,1), loc(i,:)] = findpeaks(ps(:,i), 'NPeaks', 1, 'Sort-
Str', 'descend');
        freq(i,1) = f(loc(i,:));
        % SNR
        signalStrength = ps(loc(i),i) + ps(loc(i)-1,i) +
ps(loc(i)+1,i);
        noiseStrength = sum(ps(:,i)) - signalStrength;
        signal2noiseRatio(i) = 20 * log(signalStrength^2 /
noiseStrength^2);
    end
end
```



```
% funktio vaihelukitusarvojen laskemiseen
function PhaseLockValue = computePLV(A, B)
    window = 30; % seconds
    fs = 50;
    rows = window * fs;
    columns = floor(length(A)/(fs*window));
    A = A(1:rows*columns);
    B = B(1:rows*columns);
    AA = reshape(A, rows, columns);
    BB = reshape(B, rows, columns);
    for i = 1:min(size(AA, 2), size(BB, 2))
        X(1,:) = AA(:,i);
        X(2,:) = BB(:,i);
        X = X.';
        X = hilbert(X);
        X = X.';
        [PLV(i), sign(i)] = test_plv_significance(X(1,:), X(2,:));
    end
    PhaseLockValue(:,1) = PLV;
    PhaseLockValue(:,2) = sign;
end

% funktio PLV-arvojen tilastolliseen testaukseen
function [PLV, significance] = test_plv_significance(X1, X2)
    X = [X1; X2];
    % Compute original PLV between pair of signals
    PLV = [];
    PLV = abs(X./abs(X) * (X./abs(X)).') / size(X, 2);
    PLV_orig = PLV(1, 2);
    PLV_surr = test_PLV(X, 150); % window = 150 samples (= 3sec)
    threshold = prctile(PLV_surr, 99); % 99% of surrogates

    if PLV_orig > threshold
        PLV = PLV_orig;
        significance = 1;
        disp('Original PLV is significant');
    else
        PLV = PLV_orig;
        significance = 0;
        disp('Original PLV is NOT significant');
    end
end

end
```

```
% funktio PLV-arvojen tilastolliseen testaukseen
function PLV_surr = test_PLV(X, WindowLength)
% X - pair of (complex) signals [channels x time] (2 ch x 30 sec)
% WindowLength - length of windows you want to split your signals into
% Create surrogates
    WindowsN = fix(size(X,2)/WindowLength); % how many windows
    X1_buf = reshape(X(1, :), WindowLength, WindowsN); % split ch1 into
N windows
    X2_buf = reshape(X(2, :), WindowLength, WindowsN); % split ch2 into
N windows
    PLV_surr = zeros(1, 100); % init array for PLV surrogate values
    for i = 1:100
        X1_surr = [];
        X1_surr = reshape(X1_buf(:, randperm(WindowsN)), 1, Window-
Length*WindowsN); % shuffle windows for ch1
        X2_surr = [];
        X2_surr = reshape(X2_buf(:, randperm(WindowsN)), 1, Window-
Length*WindowsN); % shuffle windows for ch2
        X_surr = [];
        X_surr = [X1_surr; X2_surr]; % 2 channels x time
        PLV = [];
        PLV = abs(X_surr./abs(X_surr) * (X_surr./abs(X_surr))') /
size(X_surr, 2);
        PLV_surr(i) = PLV(1, 2);
    end
end
```

Liite 2. Analyysikuvat

